



Universidade de Aveiro
2014

Departamento de Engenharia de Materiais e
Cerâmica

Ângela Martins
Formiga

**Estudo de novo conceito de haste intramedular para
revisão da ATJ**



**Ângela Martins
Formiga**

**Estudo de novo conceito de haste intramedular para
revisão da ATJ**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Materiais e Dispositivos Biomédicos, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro.

o júri

presidente

Prof. Doutor José Maria da Fonte Ferreira

Professor associado com agregação no Departamento de Engenharia de Materiais e Cerâmica

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira Fonseca

Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra e Diretor do Serviço de Ortopedia dos Hospitais da Universidade de Coimbra

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Aproveito esta oportunidade, para agradecer a todas as pessoas que me ajudaram na conclusão de mais uma etapa da minha vida.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor António Completo pela constante disponibilidade, apoio, interesse, paciência, dedicação e partilha de conhecimentos científicos.

A todas as pessoas do Laboratório de Biomecânica, em especial à Joana Pereira, Ricardo Duarte e Ricardo Lourenço por toda a ajuda prestada e que foi fundamental para a progressão deste trabalho.

Um agradecimento especial ao Rodolfo Rodrigues por todo o conhecimento científico transmitido e ajuda prestada.

Às minhas amigas pelo apoio, incentivo, entrega e amizade demonstrados.

Finalmente, aos meus pais e namorado, que me apoiaram incondicionalmente durante este percurso.

A todos vós, o meu mais sincero obrigado!

palavras-chave

Biomecânica, articulação do joelho, revisão da artroplastia total do joelho, hastes intramedulares, método dos elementos finitos, *stress-shielding*, dor na extremidade da haste, micromovimentos, avaliação experimental.

resumo

Esta dissertação teve por objetivo estudar um novo conceito de haste intramedular para a cirurgia de revisão da artroplastia total do joelho, de modo a minimizar os efeitos negativos da sua utilização, como o efeito de *stress-shielding* e a dor sentida por alguns pacientes na zona da extremidade da haste, devido a sobrecarga localizada. Estes efeitos podem comprometer o sucesso da cirurgia de revisão e levar à necessidade de re-revisão. Na primeira fase deste estudo procedeu-se ao desenvolvimento de modelos numéricos de elementos finitos simples, com o intuito de avaliar como os diferentes parâmetros das hastes *press-fit* (comprimento, rigidez e geometria) influenciam os diferentes fatores biomecânicos associados, traduzidos pelo efeito de concentração de carga no osso adjacente à extremidade da haste, pela estabilidade e transferência de carga induzida pelo prato tibial. Em função dos resultados obtidos, foram desenvolvidos modelos de diferentes propostas de haste, sendo estas uma combinação de diferentes geometrias e materiais. Após a análise com modelos simples, foram selecionadas as melhores propostas de haste e, em conjunto com uma haste *press-fit* disponível comercialmente para a cirurgia de revisão, procedeu-se à avaliação experimental, através de cirurgias *in-vitro*, com recurso a uma tibia em material compósito. Os resultados das extensões principais permitiram avaliar como os novos conceitos de haste *press-fit* podem modificar o comportamento estrutural do córtex tibial na região da extremidade da haste, assim como analisar o potencial efeito de *stress-shielding*, quando comparados com uma haste *press-fit* comercial. Estes resultados também serviram para validar os modelos numéricos da tibia desenvolvidos na última etapa. Os modelos numéricos replicaram os modelos avaliados nos ensaios experimentais e permitiram analisar comparativamente as novas propostas de haste, em relação a parâmetros biomecânicos complementares não passíveis de análise com ensaios *in-vitro*. Com base nos resultados numéricos e experimentais, foi selecionado o novo conceito de haste que melhor parece assegurar um compromisso entre os diferentes parâmetros biomecânicos, referentes à redução do efeito de fulcro produzido pela extremidade da haste no osso (podendo este efeito ser associado à dor sentida pelos pacientes), à redução do efeito de *stress-shielding* (já que o mesmo pode estar relacionado com o problema de reabsorção óssea a termo) e à estabilidade adicional fornecida ao prato tibial (podendo este efeito estar associado à osteólise). Este modelo é a haste com núcleo em cromo-cobalto e periferia de polietileno.

keywords

Biomechanics, knee joint, revision total knee arthroplasty, intramedullary stems, finite element method, stress shielding, end-of-stem pain, micromovements, experimental evaluation.

abstract

The main goal of this thesis is to study a new concept of intramedullary stem to apply in revision total knee arthroplasty, in order to minimize the negative effects of its use, like stress-shielding and the end-of-stem pain felt by some patients, due to fatigue bone damage. These effects can compromise the success of the surgical revision and lead to a re-revision. In the first step of this study, numerical finite-element models were developed to evaluate how the different press-fit stem parameters (length, stiffness and geometry) could influence different biomechanical factors, such as the load concentration effect in the stem tip adjacent bone, the stability and the load transfer given by the tibial tray. According to the obtained results, different stem models were developed, which are a combination of different geometries and materials. After models analysis, the best stems were selected and, together with a press-fit stem available for revision surgeries, its experimental evaluation was carried out through in-vitro surgeries using a synthetic tibia. The principal strains results allow us to evaluate how the new press-fit stem concepts can modify the structural behavior of the cortex at the end-of-stem, as well as analyze the stress-shielding effect, when compared with a commercial press-fit stem. These results are also useful to validate tibia numerical finite-element models which were developed in the last step. The numeric models replicated the experimental ones and allow the comparative analysis of the new stem proposals, when related to complementary biomechanical parameters, which are difficult to analyze through in-vitro tests. Based on experimental and numeric results, it was selected the new stem concept which seems to ensure a compromise between the different biomechanical parameters, regarding the reduction of the fulcrum effect produced by the stem in the bone (being this effect related to end-of-stem pain), the minimization of the stress-shielding effect (which can be related to bone reabsorption) and the additional stability given to the tibial tray (which may be associated to osteolysis). This model is the stem with the chrome-cobalt main body with a polyethylene coating.

ÍNDICE

Índice de Figuras	v
Índice de Tabelas.....	ix
1 Introdução	1
1.1 Contexto	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Organização	3
2 Articulação do joelho	5
2.1 Introdução	5
2.2 Ossos da articulação do joelho.....	6
2.3 Superfícies articulares e cartilagem articular.....	8
2.4 Ligamentos	8
2.5 Músculos	10
2.6 Biomecânica do joelho nativo	10
2.6.1 Cinemática do joelho natural	10
2.6.2 Forças na articulação do joelho.....	15
2.7 Patologias e técnicas	16
2.7.1 Fraturas	16
2.7.2 Rotura do tendão e ligamentos.....	17
2.7.3 Rotura dos meniscos	18
2.7.4 Gonartrose	18
3 Artroplastia total do joelho (ATJ)	21
3.1 Introdução	21
3.2 Implantes na ATJ	22
3.3 Causas de insucesso da ATJ	24
3.4 Revisão da artroplastia total do joelho (RATJ)	25
3.4.1 Introdução	25
3.4.2 Classificação dos defeitos ósseos no joelho.....	26
3.4.3 Técnicas de substituição óssea na RATJ	27
3.4.4 Hastes intramedulares na RATJ.....	31
4 Desenvolvimento dos novos conceitos de haste	41

4.1	Introdução	41
4.2	Materiais e Métodos	41
4.2.1	Modelos geométricos.....	41
4.2.2	Modelos numéricos.....	44
4.3	Resultados	46
4.3.1	Comparação do efeito do comprimento da haste	46
4.3.2	Comparação do efeito do material	49
4.3.3	Comparação do efeito da geometria da extremidade da haste	52
4.3.4	Comparação das novas propostas de <i>design</i> com as hastes comerciais	55
4.4	Discussão	59
4.4.1	Comparação do efeito do comprimento da haste	59
4.4.2	Comparação do efeito do material	60
4.4.3	Comparação do efeito da geometria da extremidade da haste	60
4.4.4	Comparação das novas propostas de <i>design</i> com as hastes comerciais	61
5	Avaliação experimental dos novos conceitos de haste.....	63
5.1	Introdução	63
5.2	Materiais e métodos	63
5.3	Resultados	66
5.3.1	Avaliação das extensões principais na tíbia	66
5.3.2	Comparação entre modelos com e sem haste.....	70
5.4	Discussão	71
6	Desenvolvimento dos modelos numéricos da tíbia	75
6.1	Introdução	75
6.2	Materiais e métodos	75
6.2.1	Modelos geométricos.....	75
6.2.2	Modelos numéricos.....	76
6.3	Resultados	79
6.3.1	Comparação modelos numéricos versus experimentais	79
6.3.2	Estabilidade do prato tibial	83
6.3.3	Avaliação das deformações principais no osso esponjoso.....	83
6.3.4	Efeito de <i>stress-shielding</i> no osso cortical	85
6.4	Discussão	86

6.4.1	Comparação modelos numéricos versus experimentais	86
6.4.2	Estabilidade do prato tibial	87
6.4.3	Avaliação das deformações principais no osso esponjoso.....	88
6.4.4	Efeito de <i>stress-shielding</i> no osso cortical	89
7	Conclusões e trabalhos futuros.....	91
8	Referências	93

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Articulação do joelho (corte sagital)	5
Figura 2: Vista anterior, posterior e medial do fémur	6
Figura 3: Vista superior, anterior e posterior da tíbia	7
Figura 4: Vista anterior e posterior da patela (direita)	8
Figura 5: Vista frontal do joelho direito	9
Figura 6: Nomenclatura dos graus de liberdade do joelho	11
Figura 7: Imagem ilustrativa do movimento de extensão do joelho	11
Figura 8: a) Movimentos de rotação e escorregamento nos côndilos femorais e tibiais durante a flexão. b) Movimento da patela durante a flexão	12
Figura 9: Trajeto do centro instantâneo de movimento da articulação femoro-tibial, em flexão-extensão do joelho sem (a) e com patologia (b).....	14
Figura 10: a) Radiografia com a identificação do centro instantâneo do movimento da patela. b) Posição da patela para diferentes graus de flexão. c) Áreas de contacto durante diferentes graus de flexão	15
Figura 11: Centro de pressão do fémur no prato tibial ao longo do ciclo de marcha	16
Figura 12: Fraturas na região condiliana do fémur. a) Supracondiliana. b) Supra e intercondiliana. c) Unicondiliana. d) Tangencial posterior (Hoffa).	16
Figura 13: Fraturas patelares. a) Sem afastamento. b) Com afastamento. c) Osteocondrais....	17
Figura 14: Ilustração da rotura dos ligamentos colaterais do joelho. a) Rotura do ligamento colateral tibial (LCM). b) Rotura do ligamento colateral fibular (LCL)	18
Figura 15: a) Fotografia de um joelho após a ATJ. b) Representação esquemática da articulação artificial colocada na ATJ. c) Componentes de uma prótese do joelho	22
Figura 16: a) Prótese tipo Miller-Galante com conservação do LCP. b) Componente tibial de polietileno para conservação do LCP. c) Prótese de Insall-Burstein com sistema de limitação de recuo posterior da tíbia.....	23
Figura 17: Próteses de charneira.....	23
Figura 18: Desgaste de uma prótese tricompartmental e unicompartimental.....	24
Figura 19: Fotografia de uma revisão da ATJ que mostra a remoção do componente femoral. b) Radiografia antero-posterior de uma ATJ falhada devido a extensa osteólise tibial proximal (setas).....	25
Figura 20: Classificação dos defeitos ósseos no joelho.....	26
Figura 21: Utilização de cimento com parafuso para preenchimento de defeito ósseo	27

Figura 22: a) Aloenxerto ósseo granulado utilizado para preencher os defeitos no fêmur. b) Aloenxerto ósseo granulado com uma rede de arame de metal no lado tibial. c) Aloenxerto ósseo estrutural moldado intra-operatoriamente antes da implantação	29
Figura 23: Componentes modulares de tântalo poroso na forma trabecular	30
Figura 24: a) <i>Sleeves</i> femorais e tibiais. b) Cima: Fotografia de <i>sleeves</i> metafisárias tibiais que são anexadas a um componente tibial (à direita). Baixo: Fotografia intra-operatória da tíbia proximal após abertura para colocação de uma <i>sleeve</i> metafisária.....	31
Figura 25: Radiografias de joelhos que evidenciam o uso de cunhas e hastes intramedulares..	33
Figura 26: Exemplo de uma haste femoral cimentada (cima) e uma haste tibial <i>press-fit</i> (baixo) usadas na revisão da ATJ.....	33
Figura 27: Imagem cintigráfica (esquerda) e radiográfica (direita) do local da dor na extremidade da haste	35
Figura 28: Hastes <i>slotted</i> tibial (a) e femoral (b).....	37
Figura 29: a) Radiografia antero-posterior da tíbia com enxerto estrutural. b) Radiografia lateral da tíbia com enxerto estrutural. c) Imagem do enxerto estrutural com cabo	38
Figura 30: Novo conceito de haste <i>press-fit</i> proposto.....	38
Figura 31: Esquema representativo dos modelos geométricos exemplificativos da tíbia, prato tibial e haste <i>press-fit</i> , com a respetiva cotagem (em mm).....	42
Figura 32: Representação esquemática dos modelos de haste <i>press-fit</i> , com a respetiva cotagem (em mm). a) Haste de 140mm de comprimento. b) Haste de 115mm de comprimento. c) Haste de 115mm de comprimento com 2 rasgos na zona distal. d) Haste de 115mm de comprimento com 4 rasgos na zona distal. e) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura. f) Novo conceito de haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (CoCr-Ni-Ti-PE). g) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno	43
Figura 33: Representação esquemática das direções das forças e restrições aplicadas	46
Figura 34: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral para ambos os casos de carga.	48
Figura 35: Efeito de <i>stress-shielding</i> no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1. ...	49
Figura 36: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral para ambos os casos de carga.	50
Figura 37: Efeito de <i>stress-shielding</i> no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1. ...	52
Figura 38: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral para ambos os casos de carga.	54
Figura 39: Efeito de <i>stress-shielding</i> no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1. ...	55
Figura 40: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral em ambos os casos de carga.	57

Figura 41: Efeito de <i>stress-shielding</i> no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1. ...	59
Figura 42: Componentes utilizados nos ensaios experimentais. a) Tíbia compósita com os componentes e canal onde são colocadas as hastes. b) Haste <i>press-fit</i> comercial de titânio (115Ti_S). c) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). d) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr/N115PE_Ti).....	64
Figura 43: Localização dos extensômetros na tíbia. a) Extensômetro antero-medial (AM) e medial distal (M _{distal}). b) Extensômetro lateral distal (L _{distal}). c) Extensômetro posterior (P).....	65
Figura 44: Dispositivo experimental usado para o carregamento da tíbia.	65
Figura 45: Carga aplicada e adaptador utilizado para a aplicação da mesma.	66
Figura 46: Valores médios e desvios padrões das extensões principais máximas - ϵ_1 (a) e mínimas - ϵ_3 (b), para o caso de carga 1.	67
Figura 47: Valores médios e desvios padrões das extensões principais máximas - ϵ_1 (a) e mínimas - ϵ_3 (b), para o caso de carga 2.	69
Figura 48: a) Representação esquemática da vista lateral do modelo sem e com haste <i>press-fit</i> . b) Sequência de montagem dos modelos geométricos.....	76
Figura 49: Malhas sólidas de elementos finitos tetraédricos dos modelos analisados. a) Modelo sem haste. b) Haste de 115mm de comprimento de titânio (115Ti_S). c) Novo conceito de haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). d) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr/N115PE_Ti).....	77
Figura 50: Representação esquemática das direções das forças e restrições aplicadas.	78
Figura 51: Reta de regressão linear entre os valores das deformações/extensões dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 1.	82
Figura 52: Reta de regressão linear entre os valores das deformações/extensões dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 2.	82
Figura 53: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral e anterior para o caso de carga 1.	84
Figura 54: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral e anterior para o caso de carga 2.	85
Figura 55: Efeito de <i>stress-shielding</i> no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1. ...	86

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Principais movimentos da articulação do joelho e os músculos que os produzem	13
Tabela 2: Descrição dos modelos de haste analisados.	43
Tabela 3: Número de elementos e nós dos modelos analisados.	44
Tabela 4: Propriedades mecânicas dos modelos utilizados.	45
Tabela 5: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.	47
Tabela 6: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.	48
Tabela 7: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.	50
Tabela 8: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.	51
Tabela 9: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.	53
Tabela 10: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.	54
Tabela 11: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.	56
Tabela 12: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, em ambos os casos de carga.	58
Tabela 13: Tabela resumo dos componentes usados nos ensaios experimentais (n/a – não aplicável).	64
Tabela 14: Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) (1×10^{-6} m/m), diferença e desvios relativos entre os modelos com e sem haste, para o caso de carga 1.	70
Tabela 15: Valores médios das extensões principais mínimas (ϵ_3) (1×10^{-6} m/m), diferença e desvios relativos entre os modelos com e sem haste, para o caso de carga 1.	70
Tabela 16: Número de elementos e nós dos modelos analisados.	77
Tabela 17: Propriedades mecânicas dos modelos utilizados.	78
Tabela 18: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais máximas (ϵ_1) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 1.	80
Tabela 19: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais mínimas (ϵ_3) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 1.	80
Tabela 20: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais máximas (ϵ_1) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 2.	81

Tabela 21: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais mínimas (ϵ_3) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 2.	81
Tabela 22: Micromovimentos proximais para as hastes em análise e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.	83
Tabela 23: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.	85

Capítulo 1

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTO

A investigação acerca da reabilitação das estruturas ósseas do corpo humano através da utilização de próteses já provém de há muitas décadas atrás. A evolução crescente do conhecimento científico dos materiais para próteses, da anatomia, funcionamento e biomecânica do corpo humano permite que, atualmente, exista uma ampla gama de dispositivos biomédicos e técnicas utilizadas na cirurgia de substituição óssea. A necessidade de evolução deve-se à procura de uma melhor qualidade de vida que com o decorrer dos anos diminui. No entanto, nas últimas décadas, a esperança média de vida aumentou substancialmente, provocando uma crescente procura de soluções para problemas músculo-esqueléticos.

A população pertencente a uma faixa etária mais avançada, constitui a maior percentagem de indivíduos que se submetem a procedimentos cirúrgicos para reduzir problemas que causam dor aguda e crónica. Este facto é consequência da acumulação de desgaste ao longo da vida. Todavia, o fator desgaste não é o único que leva à necessidade de aplicação de próteses. Situações inesperadas e repentinas devidas, por exemplo, a acidentes, também são consideradas fatores de risco. A necessidade de aplicação de próteses nas faixas etárias mais jovens deve-se, em grande parte, a lesões provocadas por acidentes, como é o caso dos indivíduos que praticam desporto.

A articulação do joelho está sujeita a forças elevadas, que podem causar fadiga e desgaste na articulação, podendo levar à sua destruição. Muitas das lesões são causadas por choques violentos que a danificam. Existem também várias doenças que diminuem a eficiência de autorreparação das cartilagens. Por exemplo, a osteoartrose do joelho é um problema constante na população humana, com uma incidência cada vez maior devido ao aumento da esperança média de vida. Geralmente, o tratamento na fase inicial é executado de modo conservador com recurso a farmacoterapia e fisioterapia. Quando este tratamento deixa de ser eficiente, a artroplastia total do joelho (ATJ) é a opção seguinte. Assim, o joelho doente é substituído por uma prótese projetada para permitir a mesma funcionalidade do joelho natural. No entanto, o total restauro das propriedades mecânicas nem sempre é possível, limitando, em muitos casos, os movimentos e forças.

Apesar dos resultados favoráveis da ATJ, na maioria dos casos este procedimento está sujeito a complicações, sendo assim necessário a realização da revisão da artroplastia total do joelho (RATJ). Uma das principais razões que obriga à realização da referida revisão está ligada à perda óssea anexa aos implantes primários, colocando em causa a sua estabilidade. Essa perda óssea está correlacionada, essencialmente, com os efeitos de osteólise, infeção, movimento mecânico gerado a partir de um implante solto e *stress-shielding*. Este último efeito é consequência de uma alteração do estado de tensão no osso antes e após a artroplastia primária. Isto porque, ao introduzir-se um implante no osso, os esforços que anteriormente eram transmitidos inteiramente pelo osso passam

a ser transferidos pelo osso e implante. Essa alteração dos esforços reflete-se na variação dos níveis de tensão no osso, podendo levar a um aumento ou diminuição, em função da localização e da atividade física.

A extensão da perda óssea na zona anexa aos implantes por vezes obriga o cirurgião, na cirurgia de revisão, à utilização de substitutos ósseos, tais como: cimento, cimento e parafusos, aloenxertos ósseos estruturais e granulados e aumentos metálicos. Estes substitutos propõem garantir o apoio e a estabilidade do implante de revisão. No entanto, muita das vezes devido à baixa qualidade óssea ou à extensão da perda/substituição óssea é necessário utilizar meios adicionais para aumentar a estabilidade dos implantes articulares. Nestes casos, uma das soluções mais comuns é a utilização de hastes intramedulares que são fixas ao implante e apoiam na zona da sua extremidade na diáfise do osso. No entanto, esta estabilidade adicional com recurso às hastes intramedulares aporta efeitos negativos, tais como: o efeito de *stress-shielding* no osso ao longo do comprimento da haste, relacionado com o efeito de perda de densidade óssea, assim como a dor sentida por alguns pacientes na zona da extremidade da haste, devido a sobrecarga localizada.

Estes fatores negativos são suficientes para comprometer o sucesso da cirurgia de revisão a curto e médio prazo, pelo que estas questões relacionadas com a utilização das hastes intramedulares são de suficiente interesse de estudo e investigação.

1.2 OBJETIVOS

A presente dissertação visa o desenvolvimento de um novo conceito de haste intramedular para a cirurgia de revisão da ATJ com o intuito de minimizar os efeitos negativos da utilização de hastes, referenciados como o efeito de *stress-shielding* e dor localizada na extremidade da haste.

Para tal, primeiramente, foi avaliado como os diferentes parâmetros das hastes *press-fit* (comprimento, rigidez e geometria) influenciam os diferentes fatores biomecânicos de interesse, traduzidos pelo efeito de concentração de carga no osso adjacente à extremidade da haste, pela estabilidade e transferência de carga induzida pelo prato tibial. Posteriormente, foram desenvolvidos modelos 3D de diferentes propostas de hastes, sendo estas uma combinação de diferentes geometrias e materiais. De modo a avaliar os diferentes parâmetros biomecânicos nos modelos de haste concebidos foram desenvolvidos modelos numéricos e experimentais.

É importante referir, que a conceção de modelos experimentais e numéricos que possam replicar convenientemente o sistema anatómico do joelho é uma tarefa difícil, devido ao tipo de estruturas envolvidas, que são geometricamente complexas e aos seus materiais (osso esponjoso, osso cortical, cartilagem e ligamentos) que apresentam características anisotrópicas. Diversos parâmetros inerentes à construção dos modelos numéricos e simulação podem “mascarar” os resultados e, nesse sentido, a comparação com modelos experimentais *in-vitro* mais próximos dos reais, torna-se uma necessidade incontornável.

1.3 ORGANIZAÇÃO

A presente dissertação, para além do ponto referente às Conclusões e Trabalhos Futuros, está organizada em seis capítulos principais.

O capítulo 1 referente à Introdução inclui contexto, objetivos e organização da dissertação.

No capítulo 2 é apresentada uma pesquisa bibliográfica no âmbito da descrição da anatomia, da biomecânica, das patologias e das técnicas cirúrgicas e não cirúrgicas associadas ao joelho. A transversalidade científica deste tema implica o diálogo entre a engenharia e a medicina, mais concretamente a ortopedia. Assim sendo, esta pesquisa é de extrema importância para os leitores menos familiarizados com a anatomia da articulação do joelho.

No capítulo 3 descreve-se a artroplastia total do joelho (ATJ) em termos dos tipos de implantes utilizados e principais causas de insucesso. É fundamental conhecer a ATJ para conceber e estudar quer próteses quer instrumental cirúrgico. O restante capítulo é dedicado à descrição da revisão da artroplastia total do joelho (RATJ) e suas especificidades e desafios associados, incluindo os tipos e classificação dos defeitos ósseos, as técnicas de substituição óssea e um estado de arte com estudos científicos sobre a utilização de hastes intramedulares no joelho.

No capítulo 4 desenvolveram-se os diferentes conceitos de haste intramedulares e modelados esses conceitos através da ferramenta de CAD CATIA R19 V5® (Dassault Systems, USA). Posteriormente foram desenvolvidos modelos numéricos de elementos finitos simples (CATIA R19 V5®, Dassault Systems, USA) para avaliar quais as soluções de haste que permitem diminuir o efeito de concentração de carga no osso adjacente à extremidade da haste sem comprometer a sua estabilidade e a transferência de carga induzida pelo prato tibial ao córtex proximal. Após esta avaliação com modelos simples foram selecionados os melhores modelos de haste que foram utilizados nos modelos experimentais do capítulo seguinte.

O capítulo 5 é dedicado à análise experimental dos modelos selecionados nos modelos numéricos simples. Estas novas hastes foram fabricadas e, em conjunto com uma haste *press-fit* comercial, foram utilizadas nas cirurgias *in-vitro*, com recurso a uma tibia em material compósito. A tibia foi instrumentada com extensómetros para avaliação experimental do efeito de concentração de deformação na zona da extremidade da haste, assim como da probabilidade de ocorrência do efeito de *stress-shielding*.

No capítulo 6 foram desenvolvidos os modelos numéricos da tibia que permitiram a avaliação da estabilidade do prato tibial relativamente ao osso proximal, do efeito de *stress-shielding* no córtex da tibia ao longo do comprimento da haste e do efeito de concentração de deformação na zona da extremidade da haste.

Capítulo 2

2 ARTICULAÇÃO DO JOELHO

2.1 INTRODUÇÃO

A articulação do joelho (Figura 1) é a maior, a mais superficial, a mais solicitada e uma das mais complexas articulações do corpo humano. Devido à elevada solicitação mecânica a que é submetida na sua função de suporte, está-lhe associada um grande número de lesões. Constitui uma articulação em dobradiça bicondilar sinovial entre os côndilos do fémur e os da tíbia, formada pela extremidade distal do fémur, pela extremidade proximal da tíbia e pela patela. Agrupa três articulações: duas femoro-tibiais (lateral e medial) e uma femoro-patelar [1-4]. A interação destas três articulações permite uma combinação de rotação, deslizamento e translação associada à flexão e à extensão [5].

A complexidade da articulação do joelho advém do facto de ser uma articulação mantida integralmente por músculos e ligamentos sem nenhuma estabilidade óssea. Agrupa duas funções distintas, estabilidade e flexibilidade. É também responsável pela locomoção e pelo equilíbrio estático do ser humano. No mecanismo das articulações, a estabilidade e a mobilidade são geralmente funções incompatíveis e a maioria das articulações sacrifica-se em favor da outra. Apenas na articulação do joelho as duas funções coexistem notavelmente, através de uma união entre os diferentes músculos que controlam a articulação. O peso do corpo é transmitido do fémur para a tíbia, pelas suas extremidades verticalmente opostas, criando instabilidade. A segurança do joelho é assegurada por vários mecanismos compensadores, destacando-se: a expansão das superfícies de sustentação do peso do fémur e da tíbia, a existência de fortes ligamentos colaterais e intra-articulares, uma cápsula forte e os efeitos reforçados de aponeurose e tensões [3].

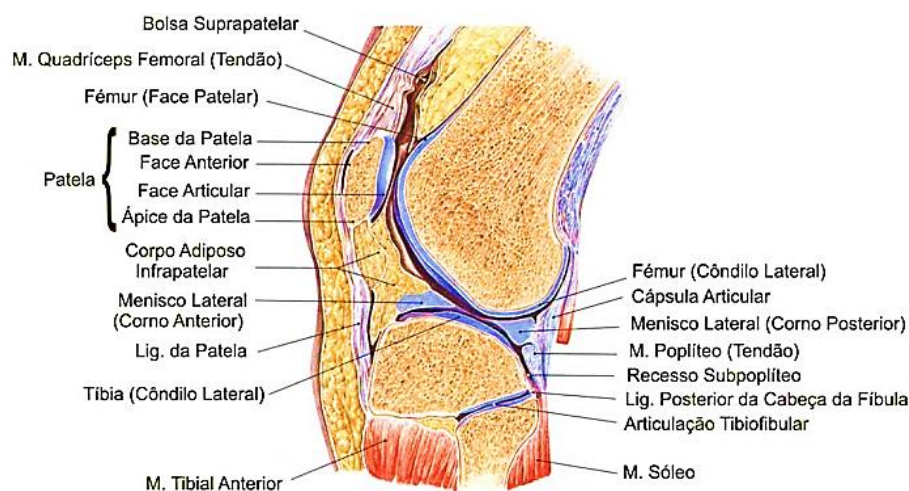


Figura 1: Articulação do joelho (corte sagital) [3].

2.2 OSSOS DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

O fêmur (Figura 2) corresponde ao osso mais longo, mais pesado e mais forte do corpo humano. Transmite o peso do corpo da anca para a tíbia quando a pessoa está de pé. O seu comprimento corresponde a, aproximadamente, um quarto da altura da pessoa. O fêmur é constituído pelo corpo (diáfise) e duas extremidades, proximal ou superior e distal ou inferior. Os côndilos femorais, medial e lateral, originam quase toda a extremidade distal do fêmur. Os côndilos femorais articulam-se com os meniscos (lâminas de cartilagem em forma de meia-lua) e os côndilos tibiais para formar a articulação do joelho. Os côndilos são separados inferior e posteriormente por uma fossa intercondiliana, no entanto, fundem-se anteriormente numa depressão rasa, a face patelar, que se articula com a patela. A superfície lateral do côndilo lateral detém uma projeção central designada epicôndilo lateral. A face medial do côndilo medial possui um epicôndilo medial maior e mais proeminente, acima do qual se forma uma outra elevação, o tubérculo adutor [1].

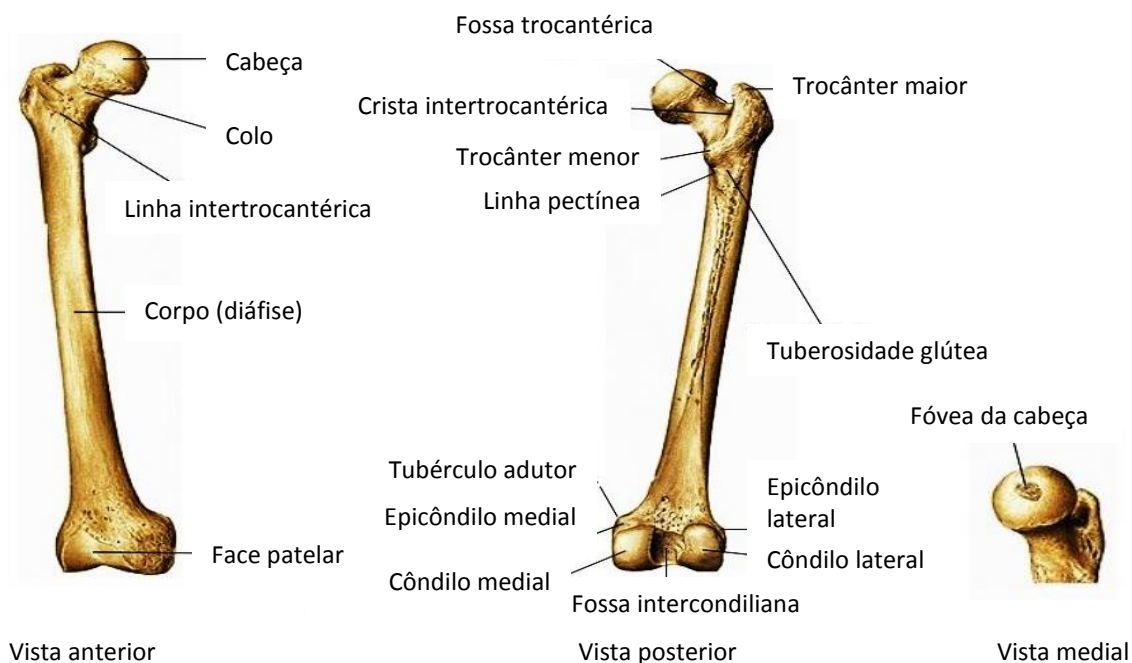


Figura 2: Vista anterior, posterior e medial do fêmur [6].

Depois do fêmur, a tíbia (Figura 3) é o maior osso do corpo humano que suporta peso [1, 5]. Encontra-se na zona antero-medial da perna, quase paralela à fíbula. A tíbia articula-se superiormente com os côndilos femorais e inferiormente com o tálus transmitindo, assim, o peso do corpo. A tíbia alarga-se externamente nas duas extremidades e proporciona uma área superior para articulação e transferência de peso.

Os côndilos tibiais, medial e lateral, são formados pelo alargamento da extremidade proximal da tíbia. Esta extremidade superior é plana, formando o prato tibial (ou face articular superior) que é constituído por duas faces articulares lisas, a medial que é ligeiramente côncava, e a lateral ligeiramente convexa. Estas faces articulares articulam-se com os grandes côndilos do fêmur e são separadas por uma eminência intercondiliana.

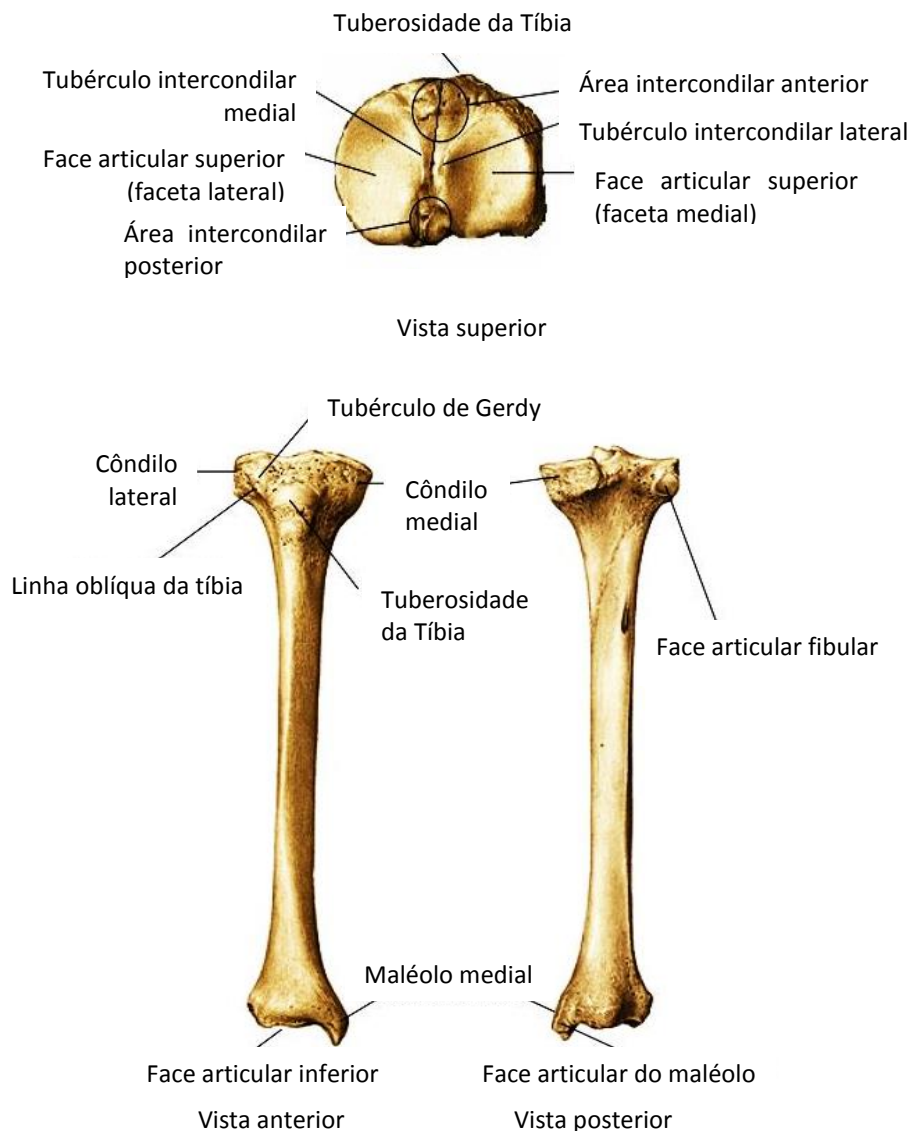


Figura 3: Vista superior, anterior e posterior da tíbia [6].

A patela ou rótula (Figura 4) é, usualmente, designada de maior e mais largo osso sesamóide e completa as três estruturas ósseas principais do joelho [1, 5]. O seu nome deve-se à sua semelhança com as sementes de sésamo [1]. É o único osso que pertence exclusivamente à articulação do joelho e a sua geometria consiste numa estrutura óssea plana e triangular. A sua superfície posterior possui uma área oval lisa coberta de cartilagem hialiana que desliza nos côndilos femorais nos movimentos de extensão e flexão [7]. Os côndilos do fémur articulam-se anteriormente com a patela [1].

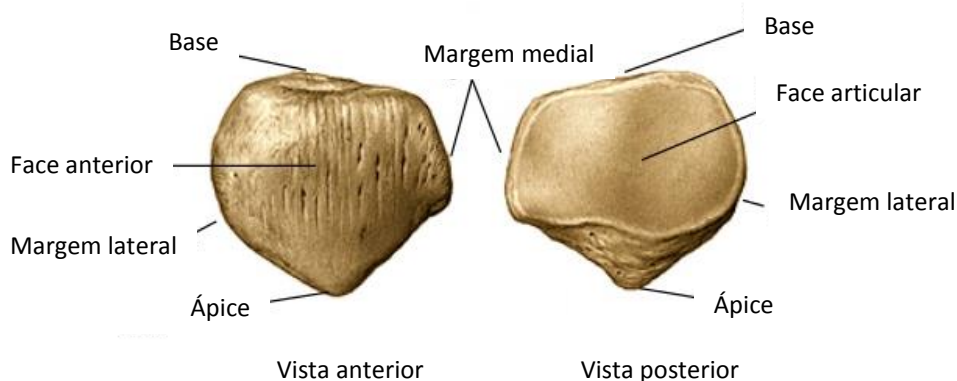


Figura 4: Vista anterior e posterior da patela (direita) [6].

2.3 SUPERFÍCIES ARTICULARES E CARTILAGEM ARTICULAR

As superfícies articulares do joelho são caracterizadas pelas grandes dimensões e formatos complexos e incongruentes. Como já foi referido, esta articulação agrupa três articulações distintas: duas femoro-tibiais (lateral e medial) e uma femoro-patelar [1]. As articulações femoro-tibiais encontram-se entre os côndilos laterais e mediais do fémur e da tíbia, formando a principal articulação do joelho [8]. A força compressiva nas duas articulações femoro-tibiais é ligeiramente maior que três vezes o peso do corpo durante a fase da marcha, elevando-o para cerca de quatro vezes durante a subida de uma escada [9]. A articulação femoro-patelar é formada pela patela e pela face patelar do fémur [8]. A força compressiva que age nesta articulação corresponde a metade do peso corporal durante a marcha normal, aumentando-o para mais de três vezes durante a subida de uma escada [9].

No esqueleto humano existe uma matriz gelatinosa, conhecida como cartilagem articular, essencialmente em todas as regiões onde duas superfícies ósseas se movem, ou se articulam. Aparenta possuir um aspeto vítreo, brilhante, liso e branco-azulado e detém uma consistência elástica. Esta camada não permite o contacto direto das superfícies ósseas opostas e, devido à sua superfície extremamente lisa, possibilita-lhes deslizarem uma sobre a outra com baixo atrito e sem dor. Para além disso, absorve os choques de compressão prevenindo, assim, a danificação dos ossos. No joelho, a cartilagem articular cobre as extremidades do fémur, a parte superior da tíbia e a face posterior da patela [10].

A cápsula articular do joelho reveste todas as superfícies internas da cavidade articular (espaço preenchido de líquido sinovial) que não são cobertas por cartilagem articular e consiste numa camada fibrosa externa (cápsula fibrosa) e numa extensa membrana sinovial interna [1].

2.4 LIGAMENTOS

Os ligamentos ligam um osso a outro, trabalhando à tração. Posicionados em diferentes direções, suportam as articulações conservando as extremidades dos ossos unidas. São compostos, principalmente, por fibras de colagénio e por outra proteína fibrosa, a elastina. As primeiras atuam para resistir a esforços de tração, enquanto a segunda atua de maneira a aumentar a flexibilidade. Um ligamento é ligeiramente mais complacente que um tendão, no entanto, mais rígido do que um

músculo. Os sete maiores ligamentos do corpo humano estabilizam a articulação do joelho. Em relação aos ligamentos extracapsulares ou capsulares (intrínsecos), a cápsula articular é fortalecida por cinco: ligamento da patela, colateral fibular ou lateral (LCL) (Figura 5), colateral tibial ou medial (LCM) (Figura 5), poplíteo oblíquo e poplíteo arqueado.

Por vezes são denominados de ligamentos externos para distingui-los dos internos, como os ligamentos cruzados [7]. O LCM é mais fraco do que o LCL e, portanto, mais suscetível a lesões. O poplíteo oblíquo é uma expansão do tendão do músculo semimembranoso que reforça posteriormente a cápsula articular. O poplíteo arqueado, por sua vez, reforça-a postero-lateralmente [1].

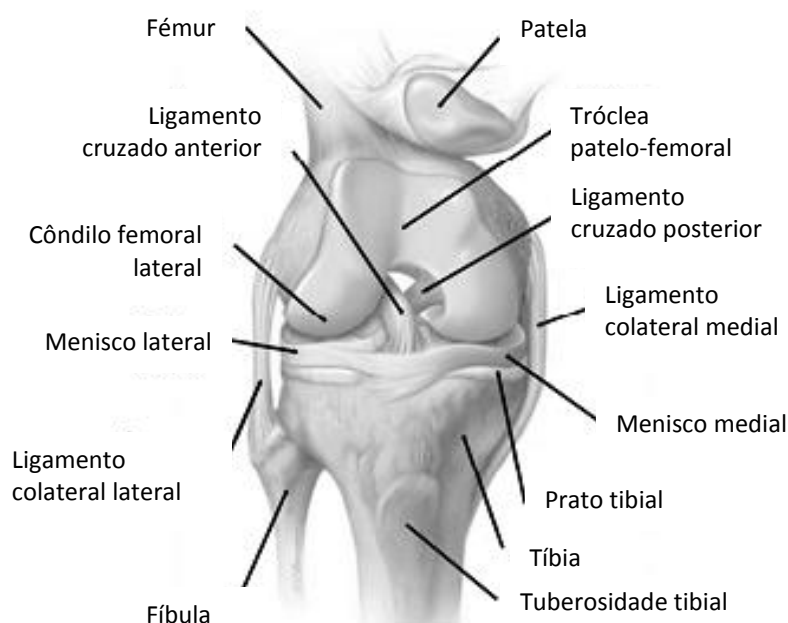


Figura 5: Vista frontal do joelho direito [11].

Os ligamentos intra-articulares do joelho compreendem os ligamentos cruzados e os meniscos (Figura 5). O tendão do músculo poplíteo também é intra-articular durante uma parte do seu trajeto.

Os ligamentos cruzados unem o fémur e a tíbia, cruzando-se dentro da cápsula articular, no entanto, fora da cavidade articular sinovial. Encontram-se localizados no centro da articulação do joelho e cruzam-se, obliquamente, como na letra X, proporcionando estabilidade para a articulação. O ligamento cruzado anterior (LCA) é o mais fraco entre os dois e tem origem na área intercondilar anterior da tíbia, imediatamente posterior à fixação do menisco medial, enquanto o ligamento cruzado posterior (LCP), mais forte, tem origem na área intercondilar posterior da tíbia [1].

Os meniscos, medial e lateral, constituem duas das estruturas mais relevantes do joelho. Consistem em discos fibrocartilágineos de forma semilunar situados na face articular superior tibial (prato tibial), fazendo a ligação entre o fémur e a tíbia [1, 5]. Os meniscos são mais espessos nas suas margens externas e afilam-se até formarem margens finas não fixas no interior da articulação. Cuneiformes em corte transversal, estão firmemente fixados nas suas extremidades às áreas intercondilares da tíbia. As suas margens externas fixam-se à cápsula articular.

O menisco medial tem a forma de C, enquanto o lateral é quase circular, e é mais largo posteriormente do que anteriormente [1]. É maior do que o lateral e encontra-se mais firmemente fixado ao prato tibial e à cápsula articular. Na situação em que a articulação do joelho se estende a partir de uma posição de flexão, os meniscos movem-se posteriormente, o lateral mais do que o medial. Uma vez que o menisco medial se encontra numa posição menos móvel, é mais suscetível a lesões do que o lateral [5].

Os meniscos atuam como absorventes de choque no ato da marcha, corrida ou salto agindo como amortecedores. Para além disso, aumentam a congruência entre as superfícies articulares do fémur e da tíbia, ampliam a área de contacto entre as mesmas, auxiliam na proteção da cartilagem articular, distribuem por igual as forças de suporte, auxiliam na lubrificação da articulação e diminuem o atrito entre os segmentos articulares [5].

2.5 MÚSCULOS

Diversos músculos estão presentes na articulação do joelho constituindo os principais responsáveis pelos movimentos na articulação [3]. A maior parte dos músculos envolvidos no movimento do joelho têm origem na coxa e passam pela articulação antes de se fixarem à tíbia [5].

No grupo dos músculos posteriores encontra-se o semimembranoso, o semitendinoso, o bíceps femoral, o gastrocnémio, o grácil e o sartório. O grupo dos músculos quadríceps inclui o reto femoral, o vasto lateral, medial e intermédio [3].

2.6 BIOMECÂNICA DO JOELHO NATIVO

2.6.1 CINEMÁTICA DO JOELHO NATURAL

O joelho constitui um sistema articulado com 6 graus de liberdade (Figura 6), permitindo movimentos combinados e independentes de rotação e translação, sendo a flexão e a extensão os principais movimentos (rotação em torno do eixo x). Os restantes graus de liberdade constituem as translações proximal/distal (translação ao longo do eixo z), medial/lateral (translação ao longo do eixo x) e anterior/posterior (translação ao longo do eixo y) e as rotações interna/externa (rotação em torno do eixo z) e varo/valgo (rotação em torno do eixo y) [4].

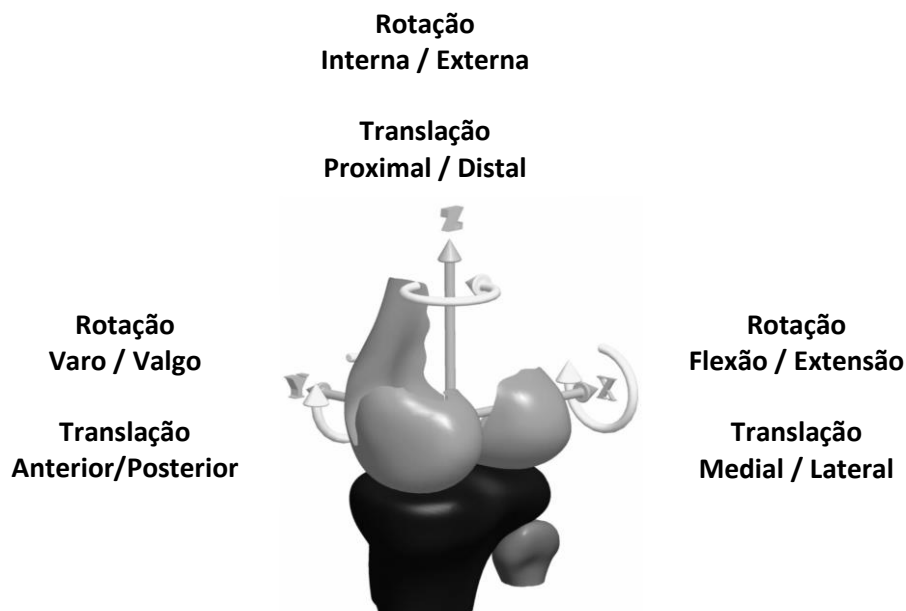


Figura 6: Nomenclatura dos graus de liberdade do joelho [12].

O joelho “prende-se” passivamente quando está completamente estendido com o pé apoiado no solo devido à rotação medial dos côndilos femorais sobre o prato tibial. Esta posição torna o membro inferior uma coluna sólida e mais adaptada para a sustentação de peso, constituindo uma das posições mais estáveis desta articulação (Figura 7).



Figura 7: Imagem ilustrativa do movimento de extensão do joelho [13].

Quando o joelho é “travado”, os músculos da coxa e da perna podem relaxar rapidamente sem prejudicar a estabilidade da articulação do joelho. Para sair desta posição, ou seja “destravar” o joelho, o músculo poplíteo contrai-se, fazendo girar o fêmur lateralmente cerca de 5° sobre o prato tibial, permitindo assim a flexão do joelho (Figura 8) [1].

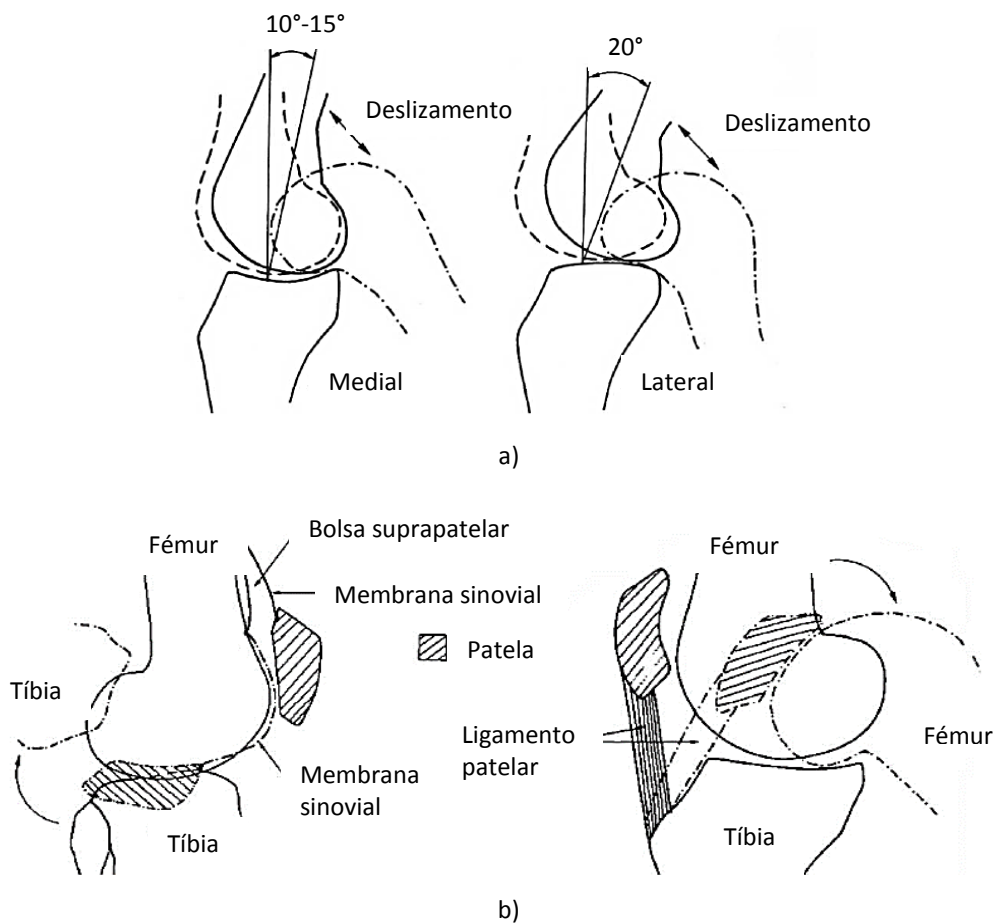


Figura 8: a) Movimentos de rotação e escorregamento nos côndilos femorais e tibiais durante a flexão. b) Movimento da patela durante a flexão [14].

Na Tabela 1 encontram-se representados os principais movimentos da articulação do joelho e os músculos que os produzem [1, 15]. A flexão e a extensão são os movimentos principais permitidos na articulação femoro-tibial. Estes movimentos ocorrem nos três planos mas a sua amplitude é maior no plano sagital, em que o movimento desde a extensão até à flexão completa do joelho (flexão ativa) é de aproximadamente 0° até 140° se a anca estiver fletida. Na flexão passiva, o movimento fica-se pelos 120° com a anca estendida, no entanto, pode chegar aos 160° com flexão passiva e anca fletida.

Durante o movimento de flexão, este faz-se seguir por uma quantidade pequena mas significativa de rotação axial, ou seja, a rotação na articulação do joelho é limitada e apenas ocorre durante a flexão. Esta rotação, que ocorre no plano transversal e que alcança um máximo a 90° de flexão, não se desenvolve em torno de um eixo fixo, mas sim em torno de um eixo que muda constantemente de posição, pelo que se designa de rotação policêntrica [3, 16]. Em relação à articulação patelo-femoral, o movimento acontece simultaneamente em dois planos, frontal e transversal, sendo bastante superior neste último [17].

Tabela 1: Principais movimentos da articulação do joelho e os músculos que os produzem [1, 15, 18, 19].

Movimento	Graus possíveis	Músculos que produzem movimento		Comentários
		Primários	Secundários	
Extensão		Quadríceps femoral: reto femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio	Fracamente: tensor da fáscia lata	A capacidade do quadríceps femoral produzir extensão é maior quando a articulação da anca está estendida. A extensão é limitada à medida que os ligamentos cruzados e colaterais se esticam. Neste movimento a patela tem um papel essencial, uma vez que, a força dos músculos é transmitida através da patela e do tendão patelar para a tibia.
Flexão	120° (anca estendida); 140° (anca fletida); 160° passivamente	Músculos isquiotibiais: semitendinoso, semimembranoso, bíceps femoral	Grácil, sartório, gastrocnémio, poplíteo	Durante a flexão, a patela percorre a distância de duas vezes o seu comprimento, deslizando nos côndilos femorais a partir do sulco da superfície patelar do fémur até à incisura intercondiliana.
Rotação medial	10° (joelho fletido); 5° (joelho estendido)	Semitendinoso e semimembranoso quando o joelho está fletido; poplíteo quando o joelho que não sustenta o peso está estendido	Grácil, sartório	Quando o joelho estendido está a sustentar peso, a ação do poplíteo provoca rotação lateral do fémur. Quando não está a sustentar peso, o poplíteo gira a patela medialmente. A rotação medial é controlada pelos ligamentos cruzados.
Rotação lateral	30°	Bíceps femoral (quando o joelho está fletido)		No final da rotação, sem oposição, o músculo tensor da fáscia lata pode ajudar a manter a posição. A rotação lateral é controlada pelos ligamentos colaterais.

O método do centro instantâneo de movimento é uma das técnicas mais usadas para a análise do movimento relativo entre a tibia e o fémur (articulação femoro-tibial), no plano frontal e sagital, mas não no plano transversal. O centro instantâneo de movimento corresponde ao ponto que não se move quando um corpo roda sobre outro. Nas situações onde ocorre rolamento de um corpo sobre outro, as superfícies de movimento podem deslizar entre si ou rolar e, portanto, o centro instantâneo de movimento localiza-se na superfície de movimento dos corpos. No joelho, a superfície de movimento ocorre entre os côndilos femorais e tibiais e entre a fossa intercondiliana e a patela.

A articulação femoro-tibial é um exemplo favorável para a utilização do método do centro instantâneo de movimento no plano sagital. De maneira a determinar o trajeto do centro instantâneo de movimento desta articulação durante a flexão, procede-se à realização de imagens laterais a cada 10° de flexão. Num joelho sem patologia este percurso, no movimento de flexão-extensão, é uma trajetória semi-circular (Figura 9a). Na eventualidade de existir um defeito nas superfícies condilanas ou na ligação da tibia com fémur, através dos ligamentos, o centro instantâneo de movimento da articulação altera-se (Figura 9b) [17].

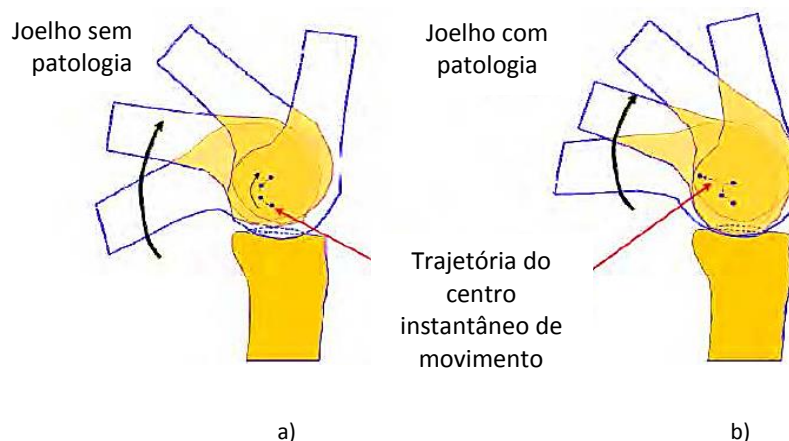


Figura 9: Trajetória do centro instantâneo de movimento da articulação femoro-tibial, em flexão-extensão do joelho sem (a) e com patologia (b) [15].

Posteriormente à determinação do trajeto do centro instantâneo de movimento é viável determinar a superfície de movimento, procedendo à união de todos os pontos de contacto entre a tibia e o fémur ao longo do movimento flexão-extensão. Através da análise desses pontos de contacto é possível apurar que, no movimento relativo tibia-fémur, o centro instantâneo se desloca na direção posterior, consequência de uma combinação de movimentos simultâneos de rotação e deslizamento, na superfície articular.

O LCP e a anatomia dos côndilos femorais constituem o mecanismo que impossibilita o rolamento-deslizamento do fémur, para além do limite da zona posterior da tibia. O caso de movimento anômalo entre a tibia e o fémur pode conduzir a que, durante os movimentos de extensão/flexão do joelho, os ligamentos cruzados fiquem sujeitos a esforços de tração bastante elevados, originando cargas de compressão anormais nas superfícies condilianas e contribuindo para uma degradação mais rápida das mesmas [17].

Os movimentos de extensão e flexão do joelho não são de rotação simples, mas resultam de uma combinação de movimentos de rotação e translação. Este facto ocorre devido à geometria dos côndilos femorais e tibiais. A rotação do joelho denomina-se rotação policêntrica, como visto anteriormente, uma vez que, não ocorre em torno de um eixo fixo, mas sim em torno de um eixo que está constantemente a mudar de posição. Quando o percurso do centro de rotação é traçado adquire uma forma idêntica a um “J”, em torno dos côndilos femorais. Se o joelho está em extensão, os côndilos femorais rodam sobre os côndilos tibiais e o menisco, num movimento análogo a um balancé. Também subsiste um movimento de escorregamento do fémur para a zona posterior. O rácio exato de rotação em escorregamento difere entre indivíduos e não se conserva constante ao longo de toda a amplitude de flexão. É estimada uma relação de 1 para 2 no início da flexão, que aumenta até uma relação de 1 para 4 no final da mesma.

Pode recorrer-se ao método do centro instantâneo de movimento no plano sagital para descrever a superfície de movimento da articulação femoro-patelar. Esta articulação apresenta um movimento de deslizamento (Figura 10). A patela desliza nos côndilos femorais cerca de 70mm no movimento de extensão-flexão. Tanto a face medial do fémur como a lateral se articulam com a patela em todo o movimento de flexão, até aproximadamente 140° (Figura 10). Acima de 90° de flexão, a patela roda externamente e apenas a face femoral medial se articula com ela (Figura 10).

Quando ocorre a flexão total do joelho, a patela entra na fossa intercondiliana. O contacto na área lateral da patela é superior ao medial. A área de contacto aumenta com a flexão do joelho e com a força exercida pelo grupo de músculos quadríceps [17].

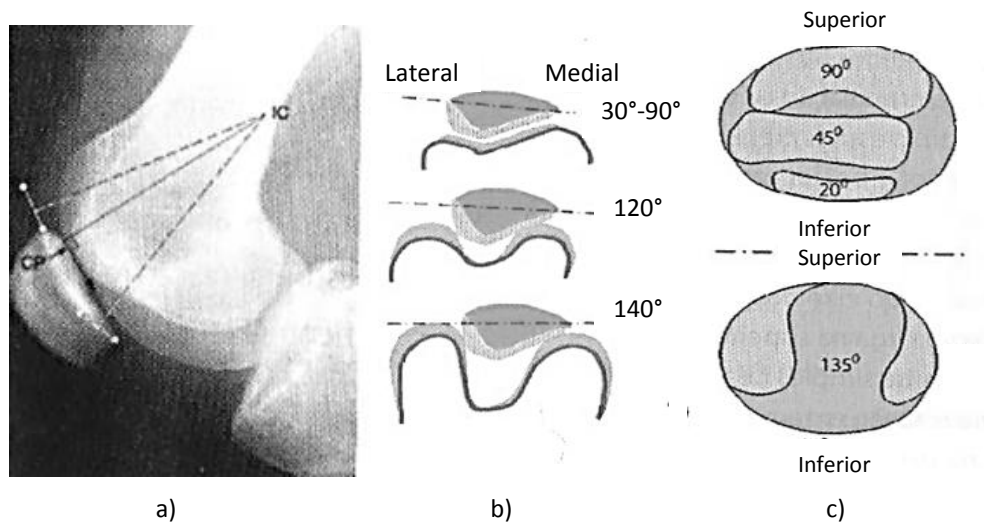


Figura 10: a) Radiografia com a identificação do centro instantâneo do movimento da patela. b) Posição da patela para diferentes graus de flexão. c) Áreas de contacto durante diferentes graus de flexão [15].

2.6.2 FORÇAS NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

As forças e momentos na articulação do joelho dependem do peso, da ação muscular, da resistência dos tecidos moles, como os ligamentos, das cargas externas, da atividade física e da condição da articulação.

Morrison [20] registou a atividade muscular para determinar qual dos músculos produzia a força de pico no prato tibial, durante vários estágios do ciclo de marcha. Imediatamente após o apoio do calcanhar, a força exercida no prato tibial varia entre duas a três vezes o peso do corpo, estando associada à contração dos músculos adutores. A força de reação, no prato tibial, durante a fase inicial de apoio do pé é de sensivelmente duas vezes o peso do corpo e está relacionada com a contração do músculo quadríceps. O pico de força, que varia entre duas a quatro vezes o peso do corpo, ocorre ligeiramente antes do levantamento do pé, estando associado à contração do músculo gêmeo (músculo tibial anterior). Na fase final do ciclo de marcha, com o pé levantado, a contração dos músculos isquiotibiais resulta numa força de sensivelmente uma vez o peso do corpo.

Durante o ciclo de marcha, a força de reação no prato tibial move-se do lado medial para o lateral. Na fase do apoio do pé, o valor de pico da força de reação localiza-se, sobretudo, do lado medial (momento adutor) (Figura 11). Na fase do levantamento do pé, onde as forças são menores, esta encontra-se, principalmente, no lado lateral do prato tibial. É de referir que a área de contacto do lado medial é aproximadamente 50% superior à do lateral, daí que a cartilagem no lado medial do prato tibial seja três vezes mais espessa do que no lateral.

A perda do componente tibial relacionada com as diferentes cargas entre os lados medial e lateral na superfície do componente tibial, que ocorre durante a marcha e noutras atividades, constituiu um dos problemas primordiais que limitou o sucesso da ATJ nos anos 70. No ciclo de marcha, sensivelmente 60 a 70% da carga que atravessa a articulação femoro-tibial é descarregada

no lado medial. O fator decisivo para a ocorrência desta distribuição assimétrica da carga no joelho é o momento adutor gerado no ciclo de marcha. Este momento é extremamente importante para o alinhamento entre a tíbia e o fêmur após a artroplastia do joelho [17].

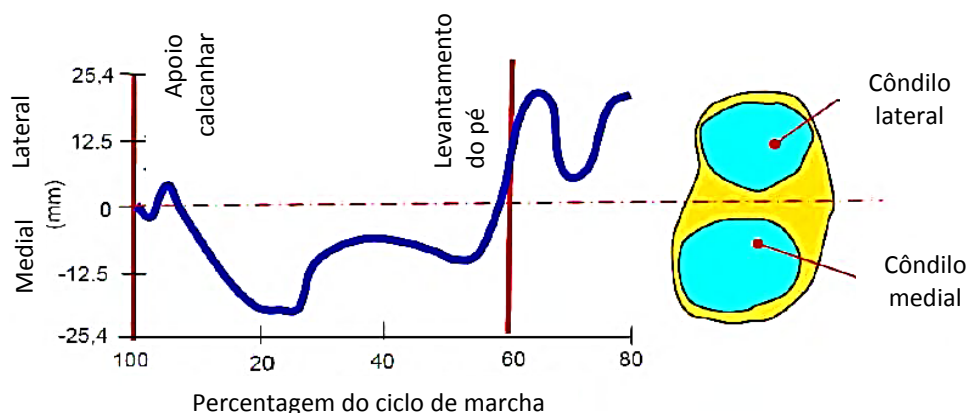


Figura 11: Centro de pressão do fêmur no prato tibial ao longo do ciclo de marcha [15].

2.7 PATOLOGIAS E TÉCNICAS

2.7.1 FRATURAS

As fraturas da região condiliana são geralmente consequência de um traumatismo violento que também provoca lesões acentuadas dos tecidos moles. São considerados os seguintes tipos de fraturas (Figura 12): supracondilianas, supra e intercondilianas, unicondilianas e tangenciais posteriores (Hoffa) [21].

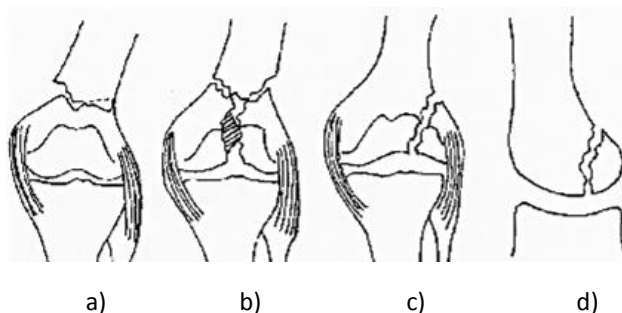


Figura 12: Fraturas na região condiliana do fêmur. a) Supracondiliana. b) Supra e intercondiliana. c) Unicondiliana. d) Tangencial posterior (Hoffa) [21].

Relativamente ao tratamento, estas fraturas são geralmente tributárias de redução cirúrgica e osteossíntese com parafusos, placas anguladas, *Dynamic Condilar Screw* (DCS) ou outros métodos de osteossíntese. Isto vai permitir uma redução o mais anatómica possível da superfície articular, uma mobilização e recuperação funcional precoce do joelho [21].

As fraturas da patela podem ser geradas por um mecanismo indireto de contração violenta do quadríceps ou por um traumatismo direto sobre a patela. Existem quatro tipos de fraturas patelares (Figura 13): sem afastamento, com afastamento, marginais e osteocondrais [21].

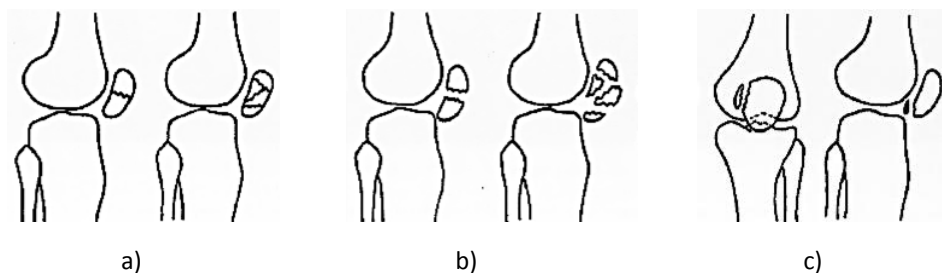


Figura 13: Fraturas patelares. a) Sem afastamento. b) Com afastamento. c) Osteocondrais [21].

As fraturas dos pratos tibiais resultam de traumatismos que provocam abdução forçada do joelho ou de forças que operam em sentido vertical sobre os pratos tibiais. A grande maioria destas fraturas ocorre no prato tibial lateral. Dependendo da localização e do tipo de traço de fratura, podem ser considerados os seguintes tipos: de traço simples, com afundamento da porção central do prato tibial, mistas e bicondilianas [21].

Relativamente ao tratamento, as fraturas de traços simples sem desvio são tratadas ortopedicamente durante oito semanas. Por outro lado, as de traço simples com desvio não dispensam o tratamento cirúrgico para a redução anatômica, sendo a fratura fixada recorrendo a parafusos. Se for necessário pode ser utilizada uma placa de neutralização. Nas com afundamento da porção central do prato tibial, o procedimento consiste em levantar a superfície afundada e preencher o espaço vazio com enxerto. Nas mistas, a superfície afundada é também levantada, seguindo-se uma redução e fixação com placa de suporte (placa em T). Nas bicondilianas, o prato medial geralmente desprende-se em bloco, permitindo assim uma acessível fixação à tuberosidade da tíbia. Contrariamente, no lado lateral, a fratura é cominutiva, devendo ser tratada como uma mista [21].

2.7.2 ROTURA DO TENDÃO E LIGAMENTOS

A rotura do tendão quadricipital e patelar resulta, habitualmente, de uma queda com o joelho parcialmente fletido. Nesta situação, uma contração brusca do quadríceps, para evitar a queda, pode desenvolver uma rotura do tendão quadricipital, do tendão patelar ou até mesmo da patela.

Relativamente ao tratamento, para roturas completas recorre-se a reparação cirúrgica. Nos casos de rotura parcial, que são raros, pode recorrer-se à imobilização.

O mecanismo de uma lesão no LCM é produzido por uma força em valgo sem rotação (Figura 14a), enquanto a lesão no LCL é produzida por uma força em varo (Figura 14b). Quando está associada uma força em rotação pode haver concomitantemente lesões nos meniscos e nos ligamentos cruzados.

Em relação ao tratamento, nas lesões de graus menores não é necessário tratamento cirúrgico. Este é requerido apenas nas lesões de grau III do LCL, uma vez que, ocorre rotura concomitante do complexo capsular postero-externo que pode provocar uma instabilidade residual [21].

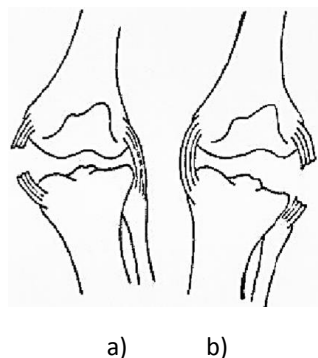


Figura 14: Ilustração da rotura dos ligamentos colaterais do joelho. a) Rotura do ligamento colateral tibial (LCM). b) Rotura do ligamento colateral fibular (LCL) [21].

A rotura do LCA advém de uma força rotacional ou de hiperextensão sobre o joelho, no entanto, também pode estar associada à rotura dos ligamentos colaterais e do LCP. Na maioria dos casos é completa, podendo também ocorrer rotura parcial e, em aproximadamente metade dos casos, a rotura do ligamento é acompanhada de rotura meniscal.

Relativamente ao tratamento para a rotura do LCA, o definitivo depende da idade do paciente, do grau de atividade que se pretende e das lesões associadas. Em pacientes jovens e ativos, a reconstrução cirúrgica do ligamento oferece uma maior garantia para o retorno à atividade desportiva. Em pacientes idosos e menos ativos, a lesão pode ser tratada com fisioterapia orientada no sentido de fortalecer a musculatura e assim abrandar a instabilidade. Entre as várias técnicas de reconstrução, a plastia “osso-tensão-osso” é a mais utilizada.

A rotura isolada do LCP é rara e pode ocorrer após uma queda com o joelho fletido. Normalmente está associada a roturas do LCA e dos ligamentos colaterais. O tratamento das lesões isoladas do LCP passa primeiramente por um de tipo conservador e depois por fisioterapia. Em casos de instabilidade recorrente, poderá recorrer-se a plastia do ligamento (geralmente em pacientes jovens e ativos) [21].

2.7.3 ROTURA DOS MENISCOS

Para a ocorrência da rotura dos meniscos, o joelho foi previamente submetido a um movimento de torção brusca em carga. Estas roturas podem acontecer isoladamente ou estarem associadas à dos ligamentos, em especial do LCP.

Relativamente ao tratamento, recorre-se ao método conservador. O tratamento cirúrgico é indicado para os pacientes com idade mais avançada que não melhoram com o tratamento conservador e para os pacientes jovens e ativos. A cirurgia consiste na menissectomia parcial (remoção da porção do menisco lesionado) ou sutura do menisco, por via artroscópica [21].

2.7.4 GONARTROSE

A gonartrose corresponde à artrose do joelho, sendo mais frequente a partir dos 50 anos. Esta patologia é exclusivamente articular e de natureza degenerativa e pode localizar-se nas três articulações do joelho (pangonartrose), em duas ou apenas numa [1, 21]. Constitui um processo de desgaste relacionado com o excesso de peso, atividade da pessoa e predisposição genética [1, 21].

Desalinhamentos congênitos ou adquiridos do joelho, fraturas, lesões nos meniscos e nos ligamentos podem também estar na origem desta patologia.

Relativamente ao tratamento, a cirurgia é indicada quando o tratamento médico não resulta. Nas gonartroses avançadas, geralmente em pacientes com idade superior a 60 anos, o tratamento cirúrgico com mais sucesso é a artroplastia. A osteotomia tibial é usual em pacientes mais jovens e ativos, nos casos de artrose em apenas uma das articulações, principalmente na articulação femoro-tibial. Este procedimento tem como finalidade preservar a articulação por mais tempo, adiando a inserção de uma prótese durante alguns anos (cinco a sete anos) [21].

Capítulo 3

3 ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO (ATJ)

3.1 INTRODUÇÃO

A artroplastia total do joelho (ATJ) (Figura 15) consiste em remover a cartilagem e osso danificados, a partir da superfície da articulação do joelho, e substituí-los por uma prótese, que visa restaurar as funções do joelho natural, sem dor a longo prazo. Para alcançar este objetivo, diversos desafios ao nível da mecânica têm de ser superados. A título de exemplo, o controlo do movimento da articulação e a estabilidade são conseguidos através de uma relação biomecânica intrínseca entre as geometrias das superfícies substituídas e os restantes ligamentos e músculos da articulação.

Este procedimento tornou-se comum nos anos setenta, tendo-se obtido uma crescente melhoria nos resultados durante os últimos anos, sendo, nos dias de hoje executada rotineiramente em todo o mundo. Esta melhoria advém dos progressos ao nível da analgesia, da técnica cirúrgica, do *design* dos componentes e dos cuidados peri-operatórios, com o objetivo comum de diminuir as complicações peri-operatórias, acelerar a recuperação e melhorar a função.

A articulação artificial é composta pelos componentes femoral, tibial e patelar. O componente femoral é feito numa liga de cromo-cobalto (CoCr) e tem uma forma condilar que encaixa na extremidade do fémur. O componente patelar, que se coloca na patela, é de polietileno. O componente tibial é composto por dois sub-componentes, o prato tibial em titânio que está fixo à tibia e um componente amovível em polietileno que se fixa no prato tibial e que serve de apoio ao componente femoral. A associação de metal e plástico imita o deslizamento da cartilagem sobre cartilagem e produz bons resultados em pessoas com um estilo de vida relativamente sedentário. O prato tibial apresenta uma pequena haste central monobloco com cerca de 40 a 60mm. Estas hastes não entram no canal intramedular, apenas ficam na zona da metáfise da tibia, e permitiram, na artroplastia primária do joelho cimentada e não cimentada, o incremento da estabilidade da fixação, um decréscimo das tensões na interface implante-cimento e implante-osso e um aumento da vida do implante [1, 13, 15, 17, 21-26].

A ATJ altera o carregamento mecânico da articulação do joelho. O osso que circunda a ATJ ajusta a sua densidade mineral e estrutura para atender às novas demandas mecânicas. Vários estudos descrevem uma significativa diminuição da densidade mineral óssea (DMO) no pós-operatório, adjacente ao implante. No entanto, a perda óssea observada durante a artroplastia primária do joelho é menos frequente do que a observada durante a cirurgia de revisão [27, 28].

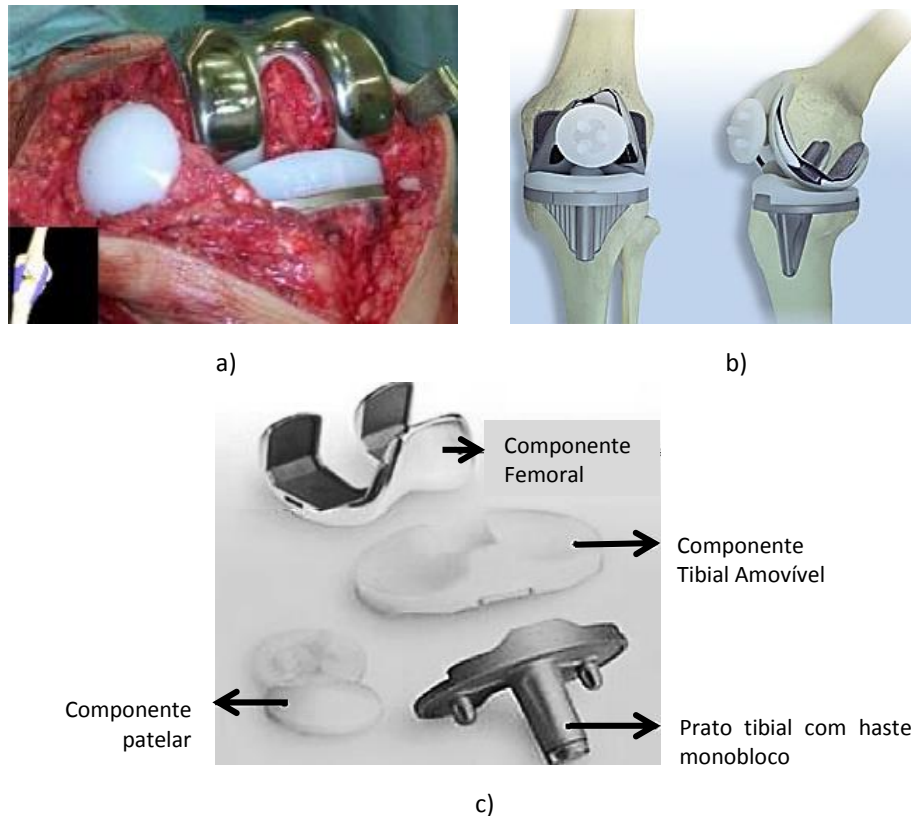


Figura 15: a) Fotografia de um joelho após a ATJ. b) Representação esquemática da articulação artificial colocada na ATJ. c) Componentes de uma prótese do joelho [29, 30].

3.2 IMPLANTES NA ATJ

As próteses totais de deslizamento substituem as superfícies articulares do fémur, tíbia e patela. A sua constituição inclui dois componentes separados, um tibial e um femoral. O componente tibial possui um prato tibial, habitualmente feito em titânio, fixo à tíbia (por razões de flexibilidade) e um componente em polietileno amovível que se fixa no prato tibial. O componente femoral, normalmente feito de CoCr, encaixa na extremidade do fémur, possuindo uma forma condilar. A patela pode estar em contacto direto com o componente femoral ou por intermédio de um componente patelar em polietileno.

De maneira a aumentar a estabilidade também se pode introduzir uma haste no prato tibial, colocada na extremidade proximal da tíbia. Os componentes metálicos podem ser fixos ao osso apenas por contacto *press-fit* ou com cimento ósseo. Este tipo de próteses é mais usado do que as próteses unicompartmentais (próteses para tratamento de artrose limitada a um côndilo).

Existem 3 famílias deste tipo de próteses:

- Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados (LCP e LCA);
- Próteses com conservação do LCP (Figura 16a e Figura 16b);
- Prótese postero-estabilizadas (PS) para substituição do LCP e LCA (Figura 16c) [15].

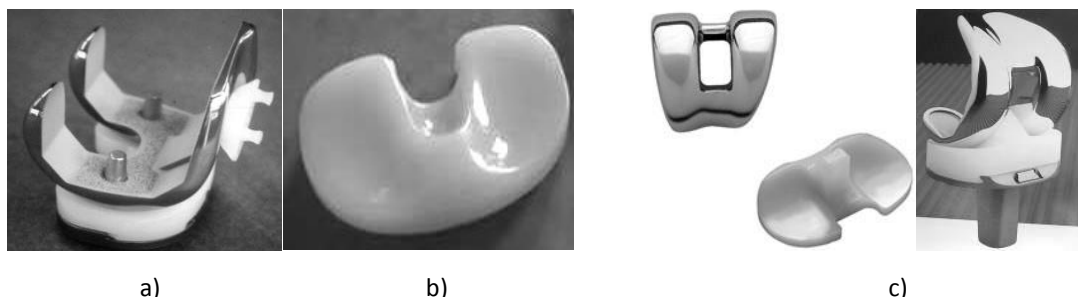


Figura 16: a) Prótese tipo Miller-Galante com conservação do LCP. b) Componente tibial de polietileno para conservação do LCP. c) Prótese de Insall-Burstein com sistema de limitação de recuo posterior da tíbia [15].

Este tipo de próteses pode ser sem ligação rígida entre os componentes femoral e tibial, e geralmente designam-se por próteses de deslizamento super-estabilizadas com elevada constrição condilar, ou com ligação rígida, denominando-se por próteses de charneira (Figura 17).

Nas próteses super-estabilizadas existe uma significativa ascensão da parte central (poste central) do componente de polietileno, que encaixa na caixa existente no componente femoral. Esta elevação possibilita tanto o deslocamento relativo antero-posterior, como o movimento de flexão entre os componentes femoral e tibial, limitando o deslocamento na direção medial-lateral e a rotação varo-valgo. Este poste central deve ser bem dimensionado, de maneira a opor-se aos esforços varo-valgo. Por vezes, recorre-se a um pino em aço colocando-o no interior do poste de polietileno, de forma a aumentar a sua resistência mecânica.

No entanto, nos casos que se preveem esforços bastante elevados em varo-valgo, deve optar-se pelas próteses de charneira, que possibilitam a ligação rígida entre a tíbia e o fémur. Estas próteses são essencialmente para joelhos com grandes deformações, grande instabilidade ou revisões difíceis com próteses totais. Possuem hastes longas de maneira a aumentar a capacidade de fixação ao osso. Estas hastes podem ser fixas, com ou sem cimento, ao fémur e à tíbia. Para a implementação deste tipo de prótese é necessária uma elevada evasão óssea, constituindo a sua grande desvantagem [15].

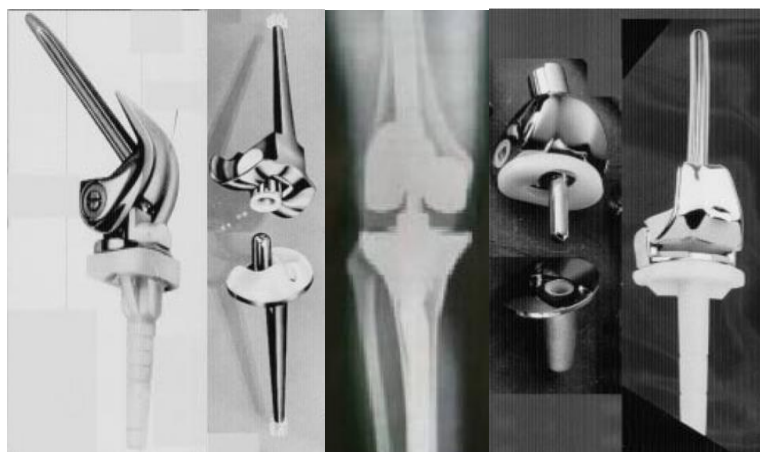


Figura 17: Próteses de charneira [31].

3.3 CAUSAS DE INSUCESSO DA ATJ

Atualmente, o número de artroplastias do joelho tem aumentado significativamente devido ao envelhecimento da população e aos excelentes resultados funcionais proporcionados pelo desenvolvimento progressivo dos implantes, aperfeiçoamentos da bioengenharia e da técnica cirúrgica. Apesar dos resultados favoráveis da artroplastia, na maioria dos casos este procedimento está sujeito a complicações [1, 32]. A durabilidade da prótese é determinada por três fatores: capacidade técnica do cirurgião (fator mais importante), a intensidade do esforço a que a prótese será submetida (depende da atividade do paciente) e o estado do osso do paciente. As principais complicações da ATJ são: infecção, rigidez, instabilidade, desgaste, complicações rotulares, fratura e deslocamento da prótese [15]. A infecção é a complicação mais temida e pode ser causada por bactérias que andam pelo ar e que entram no joelho durante a operação [32]. A infecção tardia é bastante rara e é importante ter conhecimento deste risco, uma vez que, por vezes, ocorre infecção na zona da prótese, cuja origem pode ser uma infecção a longa distância, como abscesso dentário ou infecção urinária. O tratamento tardio destas infecções pode levar, em caso extremo, à necessidade de substituição da prótese. A longo prazo, o descolamento da prótese constitui a principal complicação e surge do movimento relativo entre a prótese e o osso. A origem dos deslocamentos pode estar em fatores mecânicos e/ou biológicos. Um fator de origem mecânica é o efeito de *stress-shielding*, consequência de uma alteração dos níveis de deformação no osso antes e após a artroplastia primária. Em relação ao deslocamento por fatores biológicos, este está relacionado com o desgaste dos componentes. Relativamente à instabilidade, pode ser uma instabilidade patelar, resultado da patela que luxa para fora, ou instabilidade entre o fêmur e a tíbia. Pode ter origem na rotação do componente femoral ou tibial, na incorreta escolha da dimensão dos componentes da prótese, na realização incorreta de balanço ligamentar, no mau estado dos ligamentos colaterais, no exagerado ângulo tibial posterior e no descolamento da prótese ou perda do LCP na artroplastia com retenção do LCP. O desgaste é inerente a todas as próteses (Figura 18), no entanto, a utilização de próteses com componente tibial móvel ou rotativo provavelmente diminui a frequência deste tipo de complicação. A fratura das próteses também constitui uma complicação importante, podendo ter origem num traumatismo ou apenas resultar da fadiga do material. As complicações patelares incluem instabilidade femoro-patelar, fratura da patela, fratura do componente da patela, síndrome Clunk da patela e rotura do tendão do mecanismo extensor. Estas complicações podem implicar uma nova intervenção para corrigir ou recuperar a patela [15].

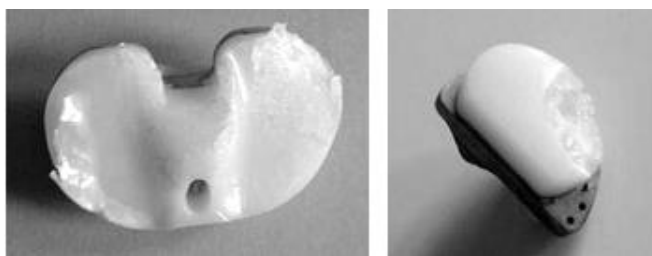


Figura 18: Desgaste de uma prótese tricompartimental e unicompartmental [15].

3.4 REVISÃO DA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO (RATJ)

3.4.1 INTRODUÇÃO

A revisão da ATJ (Figura 19a) é, habitualmente, uma consequência das complicações referidas na secção anterior (Figura 19b). Consiste, fundamentalmente, na substituição dos componentes danificados ou, na maioria das vezes, na substituição total dos componentes [15].

Os resultados clínicos e as taxas de sucesso dos procedimentos de revisão não alcançam os resultados das ATJ primárias [24, 33, 34]. Os fatores que colaboram para os referidos resultados inferiores advêm do facto dos pacientes sujeitos a uma cirurgia de revisão apresentarem um maior grau de dificuldade na técnica cirúrgica, com mais trabalho e maior risco comparativamente com aqueles sujeitos à artroplastia primária. A dificuldade em obter um bom alinhamento dos componentes e uma melhor qualidade de fixação é maior, uma vez que, os pacientes sujeitos à revisão apresentam menos tecido ósseo cortical e esponjoso devido à artroplastia anteriormente realizada. Este facto traduz-se por menos referências ósseas para um correto alinhamento dos componentes, assim como menor qualidade do osso existente, o que é determinante no caso de existir perda óssea ao nível do osso cortical. As causas da perda óssea no cenário da revisão incluem osteólise, infeção, movimento mecânico gerado a partir de um implante solto e *stress-shielding*. Portanto, é fundamental a utilização de sistemas e componentes desenvolvidos especificamente para a revisão, de modo a garantir a estabilidade da articulação [15, 22, 35].

Um dos sistemas mais utilizados comporta hastes modulares que permitem dispor de hastes com diversos diâmetros e comprimentos montáveis sobre os componentes tibiais ou femorais. Existe um certo consenso de que as hastes devem ser utilizadas quando existe dano substancial das superfícies condilares da tíbia ou do fémur, podendo ser utilizadas em conjunto com outros componentes que permitem ajudar a reconstruir a superfície condilar, tais como cunhas e enxertos. Contudo, o uso de hastes parece estar associado ao efeito de *stress-shielding*, juntando-se a este fenómeno a concentração de tensões na extremidade da haste, que clinicamente se manifesta por sensação de dor [22].

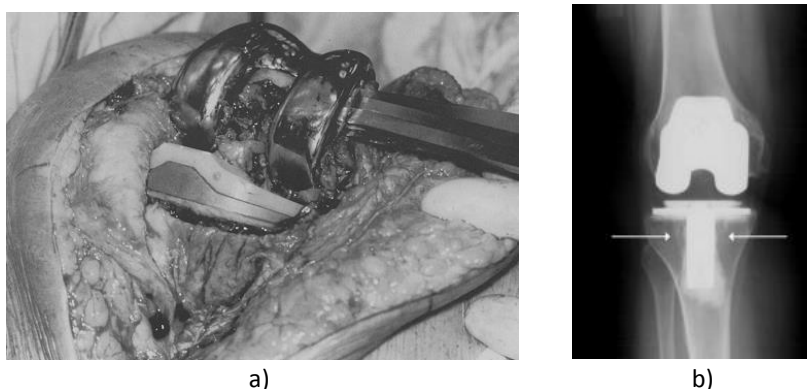


Figura 19: Fotografia de uma revisão da ATJ que mostra a remoção do componente femoral. b) Radiografia antero-posterior de uma ATJ falhada devido a extensa osteólise tibial proximal (setas) [36, 37].

3.4.2 CLASSIFICAÇÃO DOS DEFEITOS ÓSSEOS NO JOELHO

O sistema de classificação de defeitos ósseos mais prático é o descrito por Engh [38] (Figura 20) que considera a perda de osso da tíbia e do fêmur de forma independente (T e F). Esta classificação tem as mesmas designações para o fêmur e para a tíbia e é realizada em função do tipo e dimensão do defeito ósseo. Segundo estes dois parâmetros são tomadas opções clínicas na cirurgia de revisão.

Nos defeitos Tipo 1 (osso metafisário intacto), a metáfise encontra-se intacta, existem pequenos defeitos ósseos, sem compromisso da estabilidade.

Nos defeitos Tipo 2 (osso metafisário danificado), a metáfise é atingida com perda de osso esponjoso. Este tipo de defeitos é frequentemente causado por perda do componente e pode ser subdividido em duas classes, Tipo 2A com apenas um segmento (côndilo-prato) afetado, e Tipo 2B com dois segmentos (côndilo-prato) afetados.

Os defeitos Tipo 3 (osso metafisário deficiente) correspondem à perda óssea que compromete a maior porção do côndilo ou prato. Estes defeitos estão ocasionalmente associados com desprendimento dos ligamentos colaterais ou ligamento patelar. Sabe-se também que uma fratura de osso subjacente pode contribuir para o seu desenvolvimento [15, 38].

Normalmente, os defeitos do Tipo 2B e do Tipo 3 estão associados a vários danos ósseos metafisários e perda de osso cortical e são incapazes de fornecer o apoio adequado para os implantes pretendidos [39].

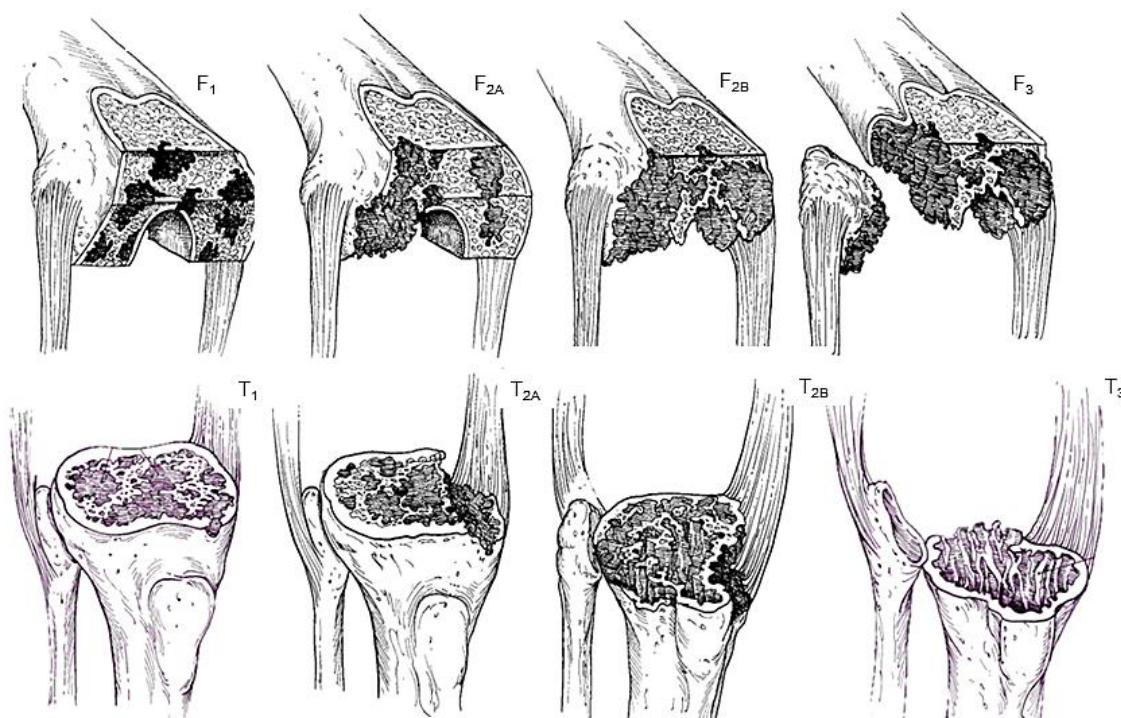


Figura 20: Classificação dos defeitos ósseos no joelho [40].

3.4.3 TÉCNICAS DE SUBSTITUIÇÃO ÓSSEA NA RATJ

Não existe um tratamento padrão para os defeitos ósseos [41]. Assim, a variabilidade na dimensão e localização dos defeitos ósseos levou ao desenvolvimento de uma variedade de técnicas destinadas a restaurar a integridade física do joelho e apoiar a substituição protética [42]. Essas técnicas incluem: cimento, cimento e parafusos, aloenxertos ósseos estruturais e granulados e aumentos metálicos. Desenvolvimentos recentes envolvem a utilização de tântalo altamente poroso osteocondutor [41].

Os princípios a considerar na gestão de perda óssea estão relacionados com o joelho (particularmente o tamanho e localização do defeito, estabilidade ligamentar e alinhamento do membro) e com o paciente (idade, índice de massa corporal, nível de atividade e expectativa de vida) [27, 38, 41].

A utilização de cimento deve ser aplicável apenas nos casos de defeitos relativamente pequenos no osso esponjoso (contidos), com extensão do defeito de menos de 50% da superfície do osso e inferior a 5mm de profundidade [27]. Também é recomendado para defeitos parcialmente contidos com menos de 5mm de profundidade [43]. O cimento sozinho proporciona uma menor estabilidade, no entanto, o cimento alcança uma estabilidade semelhante à do aloenxerto ósseo granulado e estrutural quando usado para um defeito ósseo tibial medial de 4mm.

O cimento é versátil e facilmente adaptável para o tamanho e forma do defeito. No entanto, não é um *scaffold* biológico e pode causar necrose térmica do osso envolvente e do fornecimento de sangue para o osso, o que constitui uma causa de perda da prótese a longo prazo. Quanto maior for o defeito, maior é o volume de cimento utilizado e, consequentemente, maior a quantidade de calor libertado, o que aumenta o risco de necrose térmica [41]. Assim, em grandes lesões não é recomendado sozinho nem em combinação com parafusos [27]. As linhas radioluscentes na interface osso-defeito não são um problema a menos que sejam maiores que 2mm.

Se pequenos defeitos ósseos contidos no osso esponjoso são de 5 a 10mm e se menos de 50% do côndilo femoral ou do prato tibial está disponível, a utilização de cimento com parafusos (Figura 21) proporciona uma melhor estabilidade biomecânica. Esta técnica é também recomendada para pequenos defeitos ósseos não contidos quando utilizada com implantes padrão sem haste. O reforço dos parafusos resulta num menor deslocamento da prótese do que utilizando apenas cimento. Esta técnica é confiável, reproduzível, de fácil execução e de baixo custo [41].

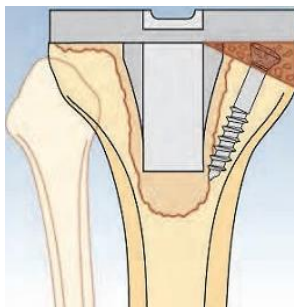


Figura 21: Utilização de cimento com parafuso para preenchimento de defeito ósseo [27].

Enxertos ósseos (Figura 22) constituem uma opção frequente para o tratamento de defeitos ósseos. A utilização desta técnica consiste na possibilidade de uma nova formação de osso vital, por meio de um processo de osteoindução e/ou osteocondução. Enxertos ósseos autólogos (do próprio paciente) são suscetíveis de serem utilizados em defeitos limitados, enquanto os alógenos (dador da mesma espécie) podem ser necessários em casos de lesões maiores. Ambos os enxertos são preferidos em pacientes mais jovens porque permitem a regeneração óssea, que representa uma condição essencial no caso de reintervenção.

Normalmente, no caso da revisão, os enxertos ósseos utilizados são alógenos (aloenxertos) e são aplicados ao osso através da utilização de parafusos e pinos [27]. Os utilizados para o tratamento de defeitos ósseos são os aloenxertos ósseos granulados e os aloenxertos ósseos estruturais.

O conceito dos aloenxertos ósseos granulados (Figura 22a e Figura 22b) baseia-se numa mais rápida e completa revascularização do enxerto ósseo em comparação com as técnicas de aloenxertos ósseos estruturais. Geralmente são utilizados para defeitos contidos, não sendo recomendados para defeitos não contidos. No entanto, quando utilizados para defeitos não contidos, recorre-se a uma rede de arame que impede a saída de partículas do osso durante a compactação (Figura 22b). O suporte sólido da interface implante-enxerto e enxerto-osso hospedeiro, bem como a utilização de uma haste de apoio, é fundamental [41].

Vantagens desta técnica, incluem tanto a restauração do *stock* ósseo hospedeiro como a capacidade de lidar com uma ampla gama de defeitos ósseos simples e complexos. Desvantagens compreendem a demorada e natureza tecnicamente exigente destas reconstruções, principalmente quando são necessárias redes extensas, bem como a possibilidade de transmissão de doenças a partir do material do enxerto ósseo [44]. Num estudo de Lotke et al. [45], em 2006, de 48 revisões da ATJ tratadas com aloenxertos granulados, observou-se que não houve falhas mecânicas num acompanhamento médio de 3,8 anos e que todas as radiografias demonstraram incorporação e remodelação do enxerto ósseo. Registaram-se complicações em 6 (14,3%) das 42 revisões da ATJ disponíveis para acompanhamento. Estes autores concluíram que a utilização de enxertos granulados para o tratamento da perda óssea na revisão da ATJ têm excelente durabilidade e versatilidade.

Os aloenxertos ósseos estruturais (Figura 22c) constituem uma abordagem de tratamento reconstrutivo de defeitos ósseos recomendada para defeitos não contidos moderados (>5mm e >50% côndilo femoral ou prato tibial, ligamento intacto) e não contidos severos (ligamentos laterais envolvidos).

Oferecem inúmeras vantagens, tais como: restauração do *stock* ósseo, capacidade de criar uma construção estável e durável de qualquer tamanho e forma de acordo com o defeito ósseo, excelente suporte do implante de revisão, potencial para religação de ligamentos e para a integração biológica a longo prazo do enxerto com o osso hospedeiro, e permite ao cirurgião moldar o aloenxerto para ajustar o defeito ósseo e evitar desnecessária remoção de osso hospedeiro. As desvantagens incluem tempos operatórios prolongados necessários para moldar os enxertos, disponibilidade limitada do enxerto adequado para muitos cirurgões, não união, união atrasada, reabsorção e infeção do enxerto, e possibilidade de transmissão de doenças [27, 41, 43, 44].

O enxerto estrutural sozinho não pode providenciar a estabilidade primária e o suporte que os implantes de revisão necessitam. Nestes casos, as hastes são frequentemente utilizadas para proporcionar a divisão da carga necessária e aumentar a estabilidade inicial do componente. Quando se utilizam aloenxertos estruturais, parâmetros biomecânicos, como a divisão da carga e a estabilidade são particularmente importantes. É necessário um equilíbrio de carga: não pode ser muito elevada ou muito baixa, uma vez que, ambas as situações podem promover a reabsorção do enxerto. Assim, por um lado, a transferência de uma carga excessiva pode colapsar o enxerto e a fixação no período de união e, por outro lado, a reduzida transferência de carga para o enxerto pode levar a um efeito de *stress-shielding*, impedindo o processo de remodelação óssea, e contribuir para a reabsorção.

Estudos histológicos demonstraram que são necessários longos períodos de tempo para a incorporação do enxerto [39]. Resultados clínicos precoces de revisões da ATJ utilizando aloenxertos estruturais têm sido geralmente encorajadores, com altas taxas de união aloenxerto-osso hospedeiro [46]. Um estudo de Backstein et al. [47], em 2006, de 68 aloenxertos estruturais acompanhados numa média de 5,4 anos, revelou que 13 (21%) falharam devido a uma variedade de complicações, incluindo infecções, reabsorção do enxerto, perdas assépticas, fraturas periprotéticas, instabilidade e não união do enxerto. Embora esta abordagem de tratamento tenha apresentado resultados aceitáveis para muitos pacientes, a taxa de insucesso (21%) em apenas 5 anos de seguimento é bastante preocupante.

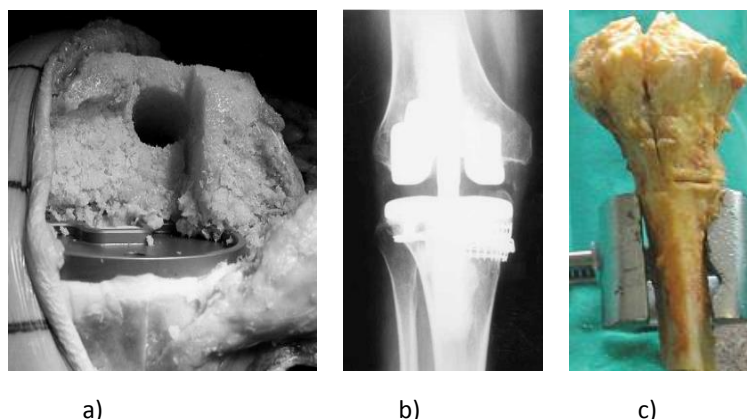


Figura 22: a) Aloenxerto ósseo granulado utilizado para preencher os defeitos no fêmur. b) Aloenxerto ósseo granulado com uma rede de arame de metal no lado tibial. c) Aloenxerto ósseo estrutural moldado intra-operatoriamente antes da implantação [27, 48, 49].

Os componentes modulares (aumentos metálicos) têm sido usados desde há muitos anos durante a revisão da ATJ no tratamento de defeitos ósseos do Tipo 2 até 2 cm de profundidade e do Tipo 3 [41]. Num estudo de Radnay et al. [50], em 2006, de 79 revisões da ATJ com defeitos ósseos do Tipo 2 tratados com aumentos e acompanhados por uma média de 7 anos (intervalo 5-11 anos), revelou uma sobrevivência do componente em 11 anos de $92\% \pm 0,03\%$ (intervalo de confiança de 95%). Os autores deste estudo recomendam fortemente o uso de aumentos modulares para defeitos do Tipo 2.

Os aumentos metálicos estão disponíveis em várias formas e tamanhos para ambos os defeitos femorais e tibiais, com diferentes espessuras e ângulos para substituir defeitos ósseos de diversas

gravidades. Os aumentos são geralmente cunhas (incluindo hemi-cunhas e cunhas completas), blocos retangulares e *sleeves* [41].

As vantagens cirúrgicas dos componentes modulares relativamente aos enxertos ósseos incluem a possibilidade de personalizar o implante intra-operatoriamente, o facto de não precisarem ser incorporados no osso hospedeiro e de não carregarem o risco de não união ou colapso. Como desvantagens, os aumentos metálicos conferem um risco de desgaste e corrosão e, a longo prazo, a diferença na elasticidade entre o metal e o osso pode causar *stress-shielding* e aumentar o potencial de perda óssea. Para além disso, se fracassarem, a re-revisão é mais difícil devido à criação de defeitos ósseos maiores. As taxas de sucesso relatadas na literatura para os componentes modulares variam entre 84-98%. É recomendado adicionar extensões de haste por forma a diminuir a tensão na interface osso-implante [27, 41].

Nas últimas décadas, um novo biomaterial tem sido largamente utilizado na cirurgia da prótese do joelho. Este material, designado de tântalo poroso na sua forma trabecular (metal trabecular), mostra excelentes características mecânicas comparativamente com materiais de implantes convencionais como o titânio e o CoCr: boa biocompatibilidade, alta porosidade e baixo módulo de elasticidade. Além disso, as suas vantagens biológicas incluem a carga negativa e a interconexão de poros que permite o crescimento ósseo. Encontra-se disponível em diversos tamanhos e formas (Figura 23), poroso ou sólido, retangular ou em forma de cunha, e pode ser ligado com a utilização de cimento ou parafusos. Este biomaterial pode ser aplicado rapidamente, permite a fabricação intra-operatória personalizada, fornece excelentes propriedades biomecânicas e requer ressecção óssea mínima [27]. Em casos de osteoporose severa ou re-revisão de grandes defeitos segmentares, a utilização do tântalo é justificado. Resultados a curto prazo são promissores, porém, resultados a longo prazo permanecem desconhecidos [41].



Figura 23: Componentes modulares de tântalo poroso na forma trabecular [27].

As *sleeves* (Figura 24) estruturais de tântalo poroso, que constituem uma nova extensão moderna na família dos aumentos metálicos, foram introduzidas na tentativa de alcançar uma real reconstrução estrutural e biomecânica dos defeitos ósseos metafisários. Este tipo de aumentos é útil quando existem defeitos ósseos significativos, ou se houver deficiência cortical ou fratura, ou seja, as *sleeves* adicionaram uma nova opção de tratamento para defeitos ósseos graves do Tipo 2 e do Tipo 3 na revisão da ATJ. A sua natureza modular permite preencher intimamente o defeito associado tanto à perda de osso esponjoso como a defeitos corticais.

Juntamente com hastes, aumentam a área de contacto entre o implante, a *sleeve* e o osso hospedeiro, servindo assim como uma plataforma mecânica e como suporte para os implantes de

revisão, com um menor efeito de *stress-shielding* e atrofia do osso circundante. Além disso, o baixo módulo de elasticidade do tântalo é ideal para a transferência de carga sem problemas de *stress-shielding*.

Durante a experiência dos autores Fosco et al. [27], com 12 cones de tântalo femorais e tibiais, não foi registado nenhum caso de perda asséptica ou migração. Em ambos os casos cimentados e não cimentados foi observada uma boa osteointegração ao osso circundante. Assim, os autores sugerem que estes implantes podem eliminar a necessidade de enxertos ósseos extensos que têm sido necessários na presença de grandes defeitos, apresentando-se, assim, como uma alternativa viável [27, 41, 44].

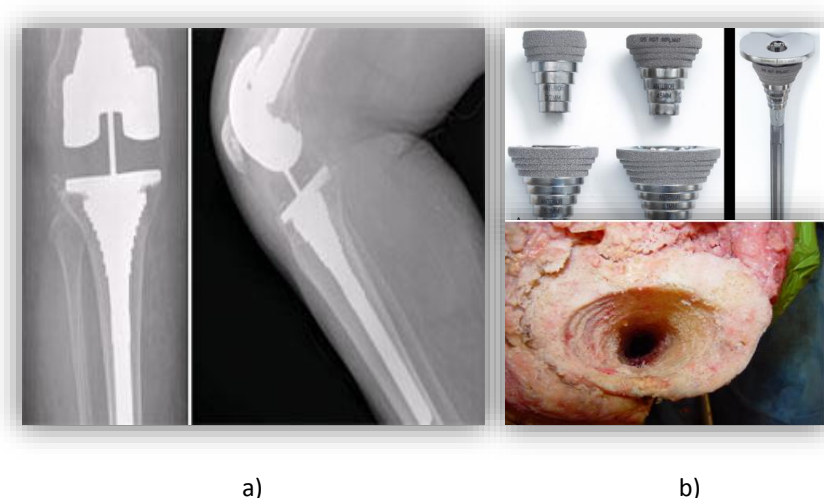


Figura 24: a) *Sleeves* femorais e tibiais. b) Cima: Fotografia de *sleeves* metafisárias tibiais que são anexadas a um componente tibial (à direita). Baixo: Fotografia intra-operatória da tíbia proximal após abertura para colocação de uma *sleeve* metafisária [37, 51].

3.4.4 HASTES INTRAMEDULARES NA RATJ

Com o intuito de garantir o apoio e a estabilidade do implante de revisão, as opções de tratamento primário para os defeitos ósseos, dependendo da sua localização e dimensão, incluem as técnicas referidas na secção anterior. No entanto, muitas das vezes devido à baixa qualidade óssea ou à extensão da perda/substituição óssea é necessário utilizar uma fixação suplementar, sendo um dos meios adicionais mais comuns o recurso a hastes intramedulares que são fixas ao implante e apoiam na zona da sua extremidade na diáfise do osso (Figura 25) [44].

A adição de hastes intramedulares oferece uma resistência adicional aos momentos de torção e flexão que se geram na articulação, contribuindo desta forma para a estabilidade da construção implantar. Para além disso, podem permitir uma redução da carga na interface dos componentes, como os enxertos ou cunhas, estando esta redução diretamente dependente do tipo de haste aplicada, e asseguram um melhor alinhamento dos componentes tibiais e femorais. No caso das hastes cimentadas, a redução de carga pode chegar a 30%. Independentemente da solução indicada para compensar a perda óssea, o uso de extensões de hastes femorais e tibiais reduz as forças de tensão na região metafisária na interface osso-implante [15, 22, 27].

A estabilidade adicional com recurso às hastes intramedulares compreende também efeitos negativos, como a indução de tensões ósseas anormais através do osso pelo *design* restrito, materiais e métodos de fixação. Estas tensões anormais podem promover o efeito de *stress-shielding* no osso ao longo do comprimento da haste, relacionado com a perda de densidade óssea [52]. Relativamente a esta problemática, os resultados do estudo realizado por Van Lenthe et al. [53], em 2002, sugeriram que as hastes inicialmente aumentam a estabilidade mas podem reduzi-la, a longo prazo, devido a um incremento do efeito de *stress-shielding* e da reabsorção óssea. Para além deste efeito, uma questão que tem sido relatada, e que vai ser descrita com maior pormenor nesta secção, é a dor sentida por alguns pacientes na zona extremidade da haste devido a sobrecarga localizada.

Nazarian et al. [54], em 2002, compararam os resultados das revisões da ATJ com e sem hastes intramedulares. Os autores concluíram que os resultados das revisões não foram tão satisfatórios como os das artroplastias primárias. No entanto, foram melhorados com a utilização de próteses condilares semi-constrangidas ou constrangidas. Obtiveram-se bons resultados com as hastes cimentadas e com as *press-fit*. Estes autores afirmaram que, apesar de uma haste poder ajudar a difundir e transferir os esforços da prótese, não é claro se a fixação intramedular é totalmente necessária sempre que uma prótese semi-constrangida é utilizada.

Uma análise de elementos finitos realizada por Van Lenthe et al. [53], em 2002, revelou que a perda óssea prevista é ainda maior nos componentes com haste comparativamente com os sem haste, especialmente na região distal. Este facto pode ter consequências no encorajamento para a utilização comum de hastes na revisão da ATJ. No entanto, Stern e Insall [55], em 1992, defenderam o uso rotineiro de componentes com haste na revisão da ATJ.

Existe, essencialmente, dois tipos de hastes (Figura 25 e Figura 26), que diferem entre si em termos de diâmetro, comprimento e tipo de ligação com o osso. Nas cimentadas, a fixação da haste é garantida pela camada de cimento entre esta e o osso, enquanto nas *press-fit* a fixação é estabelecida através do canal intramedular, estando em contacto direto com o osso. Se a haste é curta, geralmente cimentada, o contacto é feito na metáfise, no entanto, se é longa, usualmente *press-fit*, o contacto ocorre na diáfise.

Existe uma diferença principal entre hastes cimentadas e *press-fit*. Embora as cimentadas ofereçam uma maior superfície de contacto entre a haste e o osso, devido ao cimento, é muito mais difícil removê-las, levando à destruição do osso adjacente. Esta dificuldade constitui a maior objeção para o uso deste tipo de haste. Por outro lado, as *press-fit* são muito mais fáceis de remover sem elevada destruição de osso, mas são mais suscetíveis de causarem dor na sua extremidade, uma vez que, conduzem a grandes esforços nessa zona devido à sua extensão, causando hipertrofia óssea e até mesmo fraturas ósseas [56-59].

As hastes cimentadas possibilitam ao cirurgião uma maior liberdade de posicionamento do componente tibial ou femoral na superfície condilar, devido a este não ser imposto pelo canal intramedular, como no caso das *press-fit*. Outra vantagem encontrada nas hastes cimentadas é a probabilidade de ocorrência de infeção ser menor, uma vez que, se encontram incorporados antibióticos no cimento ósseo.

No caso das hastes *press-fit*, apenas se consegue um bom alinhamento com a utilização de acessórios montados entre estas e o componente femoral ou tibial, permitindo a sua centragem com a diáfise do osso e dos componentes com as superfícies proximais do fémur ou da tíbia. Este tipo de haste oferece uma resistência à torção e flexão contribuindo, assim, para uma estabilidade adicional. No entanto, uma das desvantagens da sua utilização é a sua menor estabilidade inicial, principalmente em relação a esforços de torção e o facto de ter uma reduzida capacidade de transferência de carga dos componentes tibial ou femoral para o osso na zona da haste.

Devido às diversas vantagens das hastes *press-fit* e cimentada, tem surgido a fixação híbrida. Este procedimento consiste em restringir a zona cimentada à superfície condiliana e à metáfise do osso em contacto com os componentes tibial ou femoral, e o uso de hastes longas *press-fit* encaixadas na zona da diáfise do osso [60]. Alguns resultados com a utilização desta técnica são favoráveis [61].



Figura 25: Radiografias de joelhos que evidenciam o uso de cunhas e hastes intramedulares [15].



Figura 26: Exemplo de uma haste femoral cimentada (cima) e uma haste tibial *press-fit* (baixo) usadas na revisão da ATJ [15].

A melhor estratégia para a fixação da haste (cimentada, não cimentada ou híbrida) é um aspeto controverso de contínuo debate na revisão da ATJ. As vantagens e desvantagens de cada tipo de haste incluem uma série de razões clínicas, como a técnica cirúrgica, o alinhamento do membro, a dor na extremidade da haste e a facilidade de remoção em caso de re-revisão. No entanto, também existem parâmetros biomecânicos, como a divisão da carga e a estabilidade, que são difíceis de investigar usando experiências *in-vitro*.

Apesar da utilização de hastes não cimentadas ser mais popular, a literatura sugere que a fixação de hastes cimentadas proporciona uma construção mais fiável e com melhor sobrevivência da revisão da ATJ a longo prazo associada a defeito ósseo grave [44, 62]. Vince e Long [63], em 1995, relataram uma baixa incidência de descolamento quando hastes cimentadas são utilizadas com componentes tibiais de restrição condilar em varo/valgo. Stern e Belmar [64, 65], em 1997 e 1999, respetivamente, relataram uma grande estabilidade quando as hastes são cimentadas. Existem alguns estudos clínicos que descrevem resultados favoráveis com ambos os tipos de fixação

de hastes [25, 34, 66, 67]. Os autores destes estudos reportaram a presença de linhas de radiolusência adjacentes às hastes, mas não correlacionaram essas linhas com resultados radiográficos ou clínicos.

Mesmo em alguns estudos experimentais, as conclusões são opostas. Jazrawi et al. [68], em 2001, demonstraram num estudo experimental com uma tíbia cadavérica, que hastes longas *press-fit* providenciam uma estabilidade equivalente a hastes curtas totalmente cimentadas, sem incremento do efeito de *stress-shielding* na zona proximal da tíbia, enquanto Albrektsson et al. [69], em 1990, através de uma análise experimental por radioestereometria, indicaram que as hastes longas *press-fit* permitem uma boa estabilidade e um menor afundamento. Estes dois estudos em conjunto com o estudo feito por Yoshii et al. [70], em 1992, mostraram uma certa correlação entre a estabilidade do componente tibial e o comprimento das hastes *press-fit*. No entanto, Stern et al. [64], em 1997, contrariam que o uso de hastes longas aumente a estabilidade do componente tibial.

Mabry et al. [44], em 2007, descreveram o papel das hastes na perda óssea na revisão da ATJ. Compararam 107 próteses com hastes cimentadas e 95 com hastes *press-fit*. Dos 107 implantes com hastes cimentadas estáveis, 7 apresentaram possível perda óssea. Dos 95 implantes com hastes *press-fit*, 67 foram caracterizados como estáveis, 18 com possível deslocamento, e 10 estavam deslocados. Igualmente, em dois artigos de 2003 da mesma instituição, os resultados para as hastes cimentadas e não cimentadas, para defeitos ósseos do Tipo 2, revelaram um maior índice de falha mecânica num acompanhamento muito mais curto com hastes não cimentadas comparativamente a hastes cimentadas [71, 72]. Em 63 revisões da ATJ com hastes não cimentadas, acompanhadas por 5,75 anos (intervalo, 2-10 anos), ocorreram 12 (19%) re-revisões [72]. Em 38 revisões da ATJ com hastes cimentadas acompanhadas por 10,1 anos, a sobrevivência do componente em 10 anos, livre de revisão ou remoção, foi de 96,7% e a sobrevivência do componente em 11 anos, sem revisão por soltura asséptica, foi de 95,7%. Noutro estudo de Mabry et al. [73], em 2007, foram avaliados os resultados a longo prazo da revisão da ATJ estabilizada com a utilização de hastes modulares femorais e tibiais completamente cimentadas. Os autores não encontraram evidência clínica de *stress-shielding* e concluíram que os pacientes que usaram hastes modulares cimentadas obtiveram resultados satisfatórios a longo prazo. Meneghini et al. [74], em 2008, aconselharam a utilização de extensões de hastes cimentadas para maximizar a fixação precoce do implante e permitir o crescimento biológico dos cones de metal trabecular no interior do osso restante.

No entanto, Gavin et al. [62], em 2009, não acreditam que haja uma vantagem clara para o uso rotineiro de hastes totalmente cimentadas na revisão da ATJ. O objetivo deste estudo foi relatar a experiência dos autores com hastes *press-fit* e cimentadas em 127 pacientes submetidos à revisão da ATJ, em que o seguimento mínimo dos pacientes foi de 2 anos. Dos 127 pacientes (135 joelhos), 31 pacientes (36 joelhos) morreram e 6 pacientes (seis joelhos) sofreram re-revisões numa média de 3,5 anos (intervalo de 1-8 anos). Os resultados deste estudo sugerem que as hastes *press-fit* podem fornecer resultados funcionais e clínicos semelhantes aos resultados das hastes cimentadas. A análise radiográfica mostrou aparências satisfatórias continuadas, independentemente, por exemplo, do comprimento e diâmetro da haste e do uso de aumentos. A sobrevivência das hastes *press-fit* é comparável à sobrevivência relatada a longo prazo das hastes cimentadas.

Completo et al. [75], em 2008, estudaram a influência de diferentes *designs* da haste tibial na divisão da carga e estabilidade da interface cimento-osso na revisão da ATJ. A carga transferida pela haste cimentada ao osso da diáfise foi quatro vezes maior do que aquela transferida pela haste *press-fit*, que é o resultado da ligação rígida entre a haste, o manto de cimento e osso da diáfise em torno da haste. A razão para a menor capacidade de transporte de carga da haste *press-fit* foi devida à consideração feita nos modelos de elementos finitos, que o contacto entre a haste e osso foi feito sem interferência. No que diz respeito à estabilidade, os dois tipos de hastes reduziram os micromovimentos na interface osso-cimento, comparativamente aos implantes padrão. Foi observada uma média de 19% de redução para a haste *press-fit* e 23% para a cimentada.

Relativamente à problemática da dor na extremidade da haste, que constitui um dos pontos fulcrais da presente tese, vão ser relatados, em seguida, estudos realizados nesse âmbito.

Nos últimos 10 anos tem havido descrições de dor na coxa e canela, a curto e/ou longo prazo, resultante da revisão da ATJ com componentes com haste *press-fit* [57, 71, 76-79]. A dor tanto pode dever-se a infeção ou descolamento, como pode estar presente sem qualquer um destes fatores, implicando a substituição da prótese. Pacientes experienciando dor na extremidade da haste (11% a 18%) (Figura 27) têm relatado uma diminuição na satisfação geral, bem como demonstrando resultados clínicos inferiores [57, 76]. Esta dor pode ser grave o suficiente para limitar as atividades normais do paciente na sua vida diária e também pode ser relatada como dor em repouso. O tratamento cirúrgico requer re-revisão com a modificação da haste do componente tibial se o tratamento conservador falhar [80]. Descobertas clínicas sugerem que o material e o *design* da haste são provavelmente fatores importantes no desenvolvimento da dor na sua extremidade após a revisão da ATJ [76]. Esta desvantagem das hastes tem sido descrita na literatura como sendo causada pela incompatibilidade do módulo de elasticidade entre a extremidade da haste e o osso nativo [80]. Aparentemente hastes poliméricas são projetualmente mais ajustadas para provocar níveis de tensões mais baixos, mas isso pode estabelecer um fator nefasto por induzir micromovimentos de maior amplitude na interface osso-implante, comprometendo a adesão do tecido ósseo à superfície da prótese [81].

O campo de deformação induzida pela extremidade da haste no córtex provoca alterações da camada periosteal do tecido ósseo, que é altamente sensível à dor [82, 83].

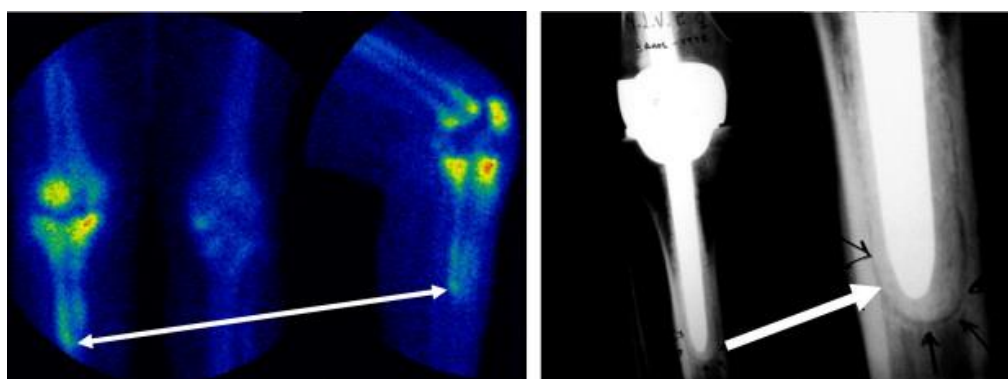


Figura 27: Imagem cintigráfica (esquerda) e radiográfica (direita) do local da dor na extremidade da haste [15].

Bertin et al. [33], em 1985, descreveram 8% de hipertrofia na extremidade da haste *press-fit*. Barrack et al. [57], em 1999, realizaram um estudo clínico com 50 pacientes submetidos à revisão da ATJ com uma extensão de haste *press-fit* e acompanhados no mínimo durante 2 anos. O estudo clínico identificou dor na extremidade da haste tibial *press-fit* (140mm) em 14% dos pacientes. Para os 16 pacientes com haste tibial cimentada, o estudo clínico observou uma ocorrência de dor na extremidade da haste de 19%. Igualmente, Hass et al. [61], em 1995, referiram 20% de pacientes com dor quando caminhavam e 11% em restantes atividades, com hastes *press-fit*. Parks et al. [84], em 1997, relataram apenas 2% dos pacientes com dor na extremidade da haste *press-fit* e Nazarian et al. [54], em 2002, referiram apenas 1%. Peters et al. [58], em 2005, relataram num estudo clínico, 2% de pacientes com dor na extremidade da haste do lado tibial e 10% apresentaram hipertrofia cortical. Fonseca et al. [85], em 2005, relataram também este efeito, tendo sido observado por análise cintigráfica com Tc 99m, atividade osteoblástica mais intensa na região da dor, levando a uma hipertrofia óssea acentuada nessa zona (Figura 27), uma vez que, o aumento da carga ao nível ósseo estimula localmente este tipo de atividade. Este efeito pode conduzir igualmente a uma ossificação acentuada na extremidade da haste [86]. Completo et al. [87], em 2005, mostraram que a região de maior concentração de tensões na haste tibial se situa em torno da região distal da haste, o que vem confirmar os resultados da atividade osteoblástica apresentados por Fonseca et al. [85]. Assim, pode-se supor que existe uma relação entre a dor sentida e o campo das tensões-deformações nos tecidos ósseos em contacto com a haste.

Dois estudos de elementos finitos, um realizado por Kim et al. [88] em 2008, e outro por Completo et al. [89], em 2009, demonstraram uma relação entre o material, comprimento e diâmetro da haste com a pressão de contacto e as tensões ósseas na região da sua extremidade. Os primeiros autores observaram que a haste *press-fit*, sem forma de *slot* (“rasgo”), com o maior comprimento e diâmetro, aumentou o pico das pressões de contacto e as tensões de Von Mises. A localização desse pico coincidiu com o local da dor na extremidade da haste relatada em estudos clínicos. A interpretação dos autores foi que *designs* diferentes da extremidade da haste alteraram as pressões de contacto ou as concentrações de tensão nessa região. A localização do pico das pressões de contacto ou das tensões de Von Mises sugere que pode haver um fator biomecânico para transferir carga ou gerar concentração de tensão no local da dor na diáfise. Os resultados do estudo dos segundos autores apoiam que hastes curtas produzem um efeito menor no osso relativamente a hastes longas, em termos de *stress-shielding* e concentração de tensão na região da extremidade da haste, o que pode induzir as hastes curtas como a melhor opção. No entanto, a escolha da haste clínica não é primeiramente guiada pelo seu efeito ósseo mecânico, mas muitas vezes por razões clínicas, como a geometria e dimensões da perda óssea, o *design* do implante e o procedimento técnico cirúrgico. Este facto justifica o uso de hastes longas. No entanto, este estudo mostrou um forte efeito negativo para o osso na região da extremidade com este tipo de haste. Não foi observada nenhuma diferença significativa de *stress-shielding* entre hastes de CoCr e de titânio. No geral, todas as hastes provocaram concentrações elevadas de tensão no osso na sua extremidade. Os autores concluíram que hastes longas induzem tensões distais muito elevadas e são mais propensas a provocar dor.

Foram estudadas tentativas de solução para minimizar a dor na extremidade da haste. Alguns desses estudos vão ser descritos em seguida.

Um conceito de haste, a haste *slotted* (Figura 28), surgiu com este intuito. Num estudo realizado por Barrack et al. [76], em 2004, foi realizada uma avaliação do material e do *design* de hastes *press-fit* e os seus efeitos sobre a dor na sua extremidade. Foram utilizados dois modelos, hastes em CoCr e hastes *slotted* (com rasgos) em titânio. A dor na extremidade da haste foi associada ao modelo em CoCr (18,8%), enquanto uma menor incidência de dor foi atribuída às hastes *slotted* em titânio (8,1%). Isto porque, o titânio tem aproximadamente metade do módulo de elasticidade do CoCr e, para além disso, o rasgo distal diminui substancialmente a rigidez da haste, diminuindo possivelmente a transferência de carga na sua extremidade. Este estudo indica que uma haste *slotted* em titânio parece ser uma característica de projeto desejável para a revisão da ATJ.

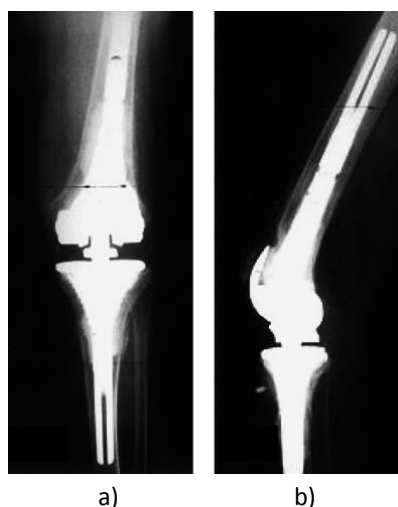


Figura 28: Hastes *slotted* tibial (a) e femoral (b) [76].

Glenn et al. [80], em 2010, realizaram um caso de estudo onde a intenção foi demonstrar a utilização de um enxerto estrutural cortical no tratamento da dor na extremidade da haste tibial. Em relação ao fémur, enxertos estruturais corticais são usados para ajudar a aumentar o *stock* ósseo femoral proximal, de modo a restaurar a integridade estrutural do fémur, que é uma parte importante da reconstrução. Resultados radiográficos e histológicos demonstraram incorporação do enxerto estrutural cortical no osso femoral nativo, quando cablados em compressão [68, 90-92]. Foram relatadas taxas de incorporação de até 98% numa média de 7 meses [90]. A teoria subjacente à utilização de enxertos estruturais corticais é ultrapassar a incompatibilidade do módulo de elasticidade na transição da extremidade da haste ao osso hospedeiro.

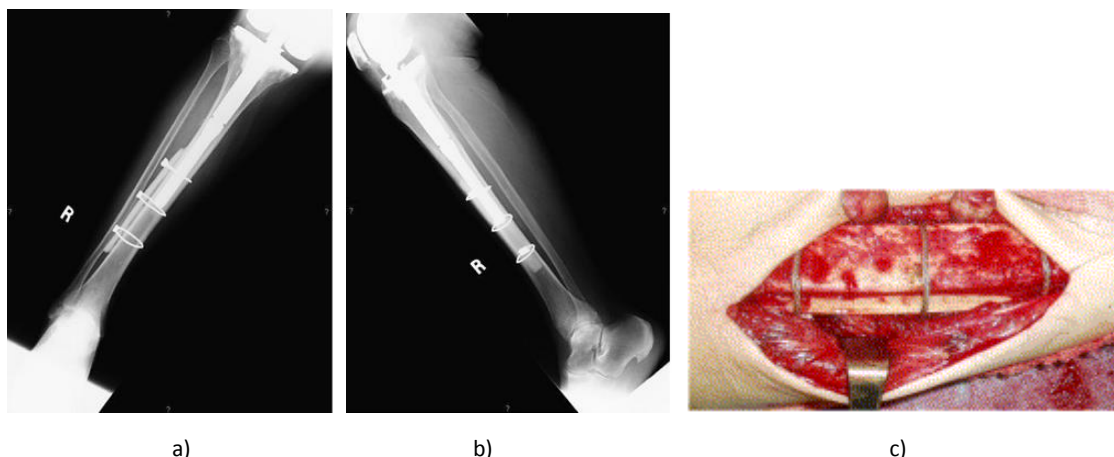


Figura 29: a) Radiografia antero-posterior da tíbia com enxerto estrutural. b) Radiografia lateral da tíbia com enxerto estrutural. c) Imagem do enxerto estrutural com cabo [80].

Num estudo realizado por Completo et al. [81], em 2005, com o objetivo de analisar numericamente a influência do tipo de componente tibial da prótese, concluiu-se que os materiais e a geometria da prótese tibial estão relacionados com determinados efeitos, como o *stress-shielding* e a dor, apesar de se dever ter em atenção a contribuição de outros fatores, nomeadamente os biológicos.

Completo et al. [93], em 2012, levantaram uma questão: pode um novo conceito de haste *press-fit* minimizar as alterações da deformação óssea na extremidade da haste relativamente à situação intacta? A hipótese aqui considerada reside no facto de que, se as alterações da deformação no córtex periosteal são minimizadas na extremidade da haste comparativamente à situação intacta, o risco de dor nessa zona pode ser reduzido. Este novo conceito consistiu numa haste em que o corpo principal é de titânio, e a extremidade em contacto com o córtex é de polietileno, de baixo módulo de elasticidade (Figura 30a). Os resultados demonstraram que este novo conceito tem a capacidade de minimizar as alterações da deformação induzidas pela sua extremidade no córtex periosteal distal e, consequentemente, na camada periosteal do tecido ósseo contribuindo, provavelmente, para a redução do risco de dor nessa zona.

Muito recentemente, Kimpton et al. [59], em 2013, realizaram um estudo de elementos finitos de uma nova técnica clínica onde uma placa de titânio é ligada à tíbia no interior da região da extremidade da haste para reduzir a dor nessa zona. Os resultados demonstraram que a placa reduz as concentrações de tensões no osso na extremidade da haste. A maior redução é quando a placa se encontra no lado medial, que é o lado sob maior tensão de compressão devido ao aumento da carga no côndilo medial. A magnitude da redução da tensão é dependente da localização da placa, material e método de fixação.



Figura 30: Novo conceito de haste *press-fit* proposto [93].

Até ao estudo dos autores Completo et al. [28], em 2008, não estavam disponíveis estudos experimentais de *strain-shielding* em relação à tíbia proximal com modelos sintéticos, antes e após a ATJ. Num estudo anterior de validação numérico-experimental realizado por Completo et al. [94],

em 2007, foram medidas as deformações na tíbia proximal sintética e os resultados foram comparados com os obtidos nos modelos numéricos, mas não foram comparadas as alterações das deformações (*strain-shielding*) antes e após a implantação no mesmo modelo de tíbia. Assim, Completo et al.[28], em 2008, avaliaram experimentalmente o *strain-shielding* na tíbia proximal sintética com três diferentes construções da ATJ (haste cimentada, haste *press-fit* e sem utilização de haste), comparando deformações corticais entre a tíbia implantada e a intacta. Os resultados demonstraram um efeito de *strain-shielding* pronunciado a nível proximal, junto ao prato tibial com a utilização de extensão de haste cimentada. A haste *press-fit* apresentou um pequeno efeito de *strain-shielding* mas foi mais extensivamente ao longo desta. Foi observado um aumento das deformações perto da extremidade distal da extensão de haste cimentada e *press-fit*, o que sugere, para uma condição fisiológica, um potencial efeito de reabsorção óssea na região proximal. O estudo cadavérico de Bourne e Finlay [95], em 1986, mostrou um efeito de *strain-shielding* com o uso de hastes *press-fit* (curtas e longas) nos lados medial e lateral, o que está de acordo com os resultados do estudo previamente reportado de Completo et al. [28]. No entanto, o estudo de Completo et al. [28] demonstrou um efeito mais importante de *strain-shielding* no lado posterior para a haste *press-fit* longa do que no lado lateral ou antero-medial. Apesar disso, os autores não puderam comparar este resultado com o obtido no estudo de Bourne e Finlay [95], uma vez que este não apresenta os resultados no lado posterior. O estudo cadavérico de Reilly et al. [96], em 1982, mostrou um efeito de *strain-shielding* na tíbia proximal com a utilização de hastes cimentadas curtas.

Completo et al. [52], em 2013, realizaram um estudo com o objetivo de avaliar como diferentes técnicas reconstrutivas (cimento, hemi-cunha, cunha total, bloco e aloenxerto estrutural) quando aplicadas a um defeito e condição óssea idêntica, podem estar associadas à longevidade dissimilar do processo de revisão, e o papel de uma haste diafisária nessa longevidade. Os autores colocaram a hipótese que, para o mesmo defeito tibial, cada técnica de reparação, quando associada com a utilização ou não de uma haste diafisária, tem uma tensão/deformação e estabilidade diferentes, que podem estar relacionadas com expectativas de vida distintas. A principal conclusão do presente estudo é que as técnicas modulares alteram consideravelmente o comportamento biomecânico do osso esponjoso. A magnitude dessas alterações está diretamente relacionada com o tamanho do aumento modular. As referidas alterações podem estar associadas com o potencial risco de reabsorção óssea a médio-longo prazo e a adição de uma haste *press-fit* aumenta marginalmente esse risco. Por contraste, as técnicas não modulares não parecem apresentar o mesmo risco e a utilização de uma haste *press-fit* leva ao melhoramento da estabilidade e da transferência de carga, o que pode contribuir positivamente para o aumento da expectativa de vida dessas técnicas. A estabilidade do prato tibial foi maior para as técnicas modulares, porém, foram encontradas diferenças significativas apenas entre a técnica de enxerto estrutural e ambas as técnicas modulares para os defeitos do Tipo 2.

A influência das hastes femorais na tíbia ou a influência da utilização de hastes tibiais no comportamento biomecânico do fêmur é uma questão muitas vezes colocada pelos clínicos. Neste âmbito foi encontrada uma tese [60], realizada em 2008, e um artigo publicado por Completo et al. [97], em 2010. Todos os estudos anteriores apenas analisaram os parâmetros biomecânicos da estrutura óssea onde a haste foi implantada [97]. A escolha da análise da influência das hastes

femorais na tíbia justifica-se pelo facto de grande parte do insucesso da ATJ resultar por descolamento asséptico do componente tibial [60]. A referida tese [60] procurou avaliar até que ponto o uso de hastes no fémur, aquando da existência de defeitos ósseos significativos, pode influenciar o comportamento biomecânico da tíbia. Os resultados deste estudo mostraram que o comportamento do componente tibial e da tíbia não são imunes à utilização das mesmas. O artigo publicado por Completo et al. [97], em 2010, relacionado com casos clínicos onde a haste apenas foi aplicada no fémur, teve por objetivo avaliar como o uso de hastes femorais com diferentes implantes constrangidos pode modificar o comportamento estrutural da tíbia proximal. Tendo em conta os resultados obtidos, a principal visão dada pelo presente estudo é que a utilização de hastes femorais altera o comportamento biomecânico do osso esponjoso sob o prato tibial, o que significa que a tíbia proximal não é completamente imune à utilização de uma haste femoral. No entanto, o nível da alteração quando a haste *press-fit* femoral está em causa, não parece aumentar o risco de fracasso da tíbia proximal, para ambas as categorias de implantes constrangidos analisados.

Capítulo 4

4 DESENVOLVIMENTO DOS NOVOS CONCEITOS DE HASTE

4.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo procedeu-se ao desenvolvimento dos diferentes conceitos de haste *press-fit* através da sua modelação numa primeira etapa, seguida do desenvolvimento de modelos numéricos de elementos finitos (MEF). Este método possibilita a determinação do estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fraturas. Nesta parte do estudo foi avaliado como diferentes parâmetros das hastes *press-fit* (comprimento, rigidez e geometria) influenciam os diferentes parâmetros biomecânicos em estudo, traduzidos pela estabilidade do prato tibial relativamente ao osso proximal, podendo este efeito estar relacionado com o surgimento de osteólise, pelo efeito de sobrecarga localizada na região da extremidade da haste, já que o mesmo pode estar associado à dor sentida por alguns pacientes nessa zona, e pelo efeito de *stress-shielding* e sua possível relação com o efeito de reabsorção óssea a longo termo. Esta primeira fase, que constitui o ponto de partida e a base desta dissertação, foi importante, uma vez que, após estas avaliações e em função dos resultados obtidos, foram propostos e simulados cinco novos conceitos de haste. Estes divergiram entre si em termos de geometria e materiais, com o intuito de garantirem o decréscimo da concentração de carga no osso adjacente à extremidade da haste sem comprometer a sua estabilidade e a transferência de carga induzida pelo prato tibial ao córtex proximal.

Estas diferentes avaliações foram efetuadas para dois casos de carga. O primeiro caso de carga consistiu na aplicação de 2100N no lado medial e o segundo caso de carga focou-se na aplicação de 2100N, em que 60% dessa carga foi aplicada no lado medial e 40% no lado lateral.

4.2 MATERIAIS E MÉTODOS

4.2.1 MODELOS GEOMÉTRICOS

Os modelos geométricos das hastes *press-fit* e restantes componentes foram modelados utilizando o *software* CAD CATIA R19 V5® (Dassault Systems, USA). A avaliação dos diferentes modelos de hastes desenvolvidos foi realizada recorrendo a um modelo geometricamente elementar, tentando este replicar de uma forma simplificada a situação clínica da artroplastia tibial. Assim, a tibia foi modelada como um cilindro com uma espessura externa representativa do osso cortical, e um núcleo preenchido até ao canal da haste representativo do osso esponjoso. O prato tibial foi simplificado para um disco. As dimensões principais deste modelo elementar estão representadas na Figura 31.

Primeiramente foram modelados quatro tipos de haste *press-fit* com o intuito de, através do seu estudo, avaliar a influência do comprimento, rigidez e geometria da extremidade nos diferentes

parâmetros biomecânicos do modelo elementar. Estes modelos, representados na Figura 32, consistem numa haste de 115mm de comprimento e outra de 140mm, e duas de 115mm de comprimento mas com a particularidade de uma possuir na sua zona distal 2 rasgos e a outra 4 rasgos. Os primeiros dois modelos foram simulados para diferentes materiais: CoCr, níquel (Ni), titânio (Ti), magnésio (Mg) e polietileno (PE). Os modelos com rasgos apenas foram testados para o CoCr, titânio e polietileno.

Após a análise dos resultados obtidos para estes modelos, foram gerados cinco novos modelos de hastes de 115mm de comprimento. Dois modelos consistem numa haste bi-material, ambas com um núcleo de CoCr ou titânio. No entanto, uma possui um perímetro de polietileno com 3mm de espessura, e a outra uma extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno, conforme a Figura 32. O terceiro modelo diz respeito a uma haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (CoCr-Ni-Ti-PE), sendo esta uma aproximação meramente teórica, já que é de difícil materialização (Figura 32).

Na Tabela 2 encontram-se descritos todos os modelos analisados assim como uma designação simplificada, para facilitar a sua identificação durante a apresentação e discussão dos resultados.

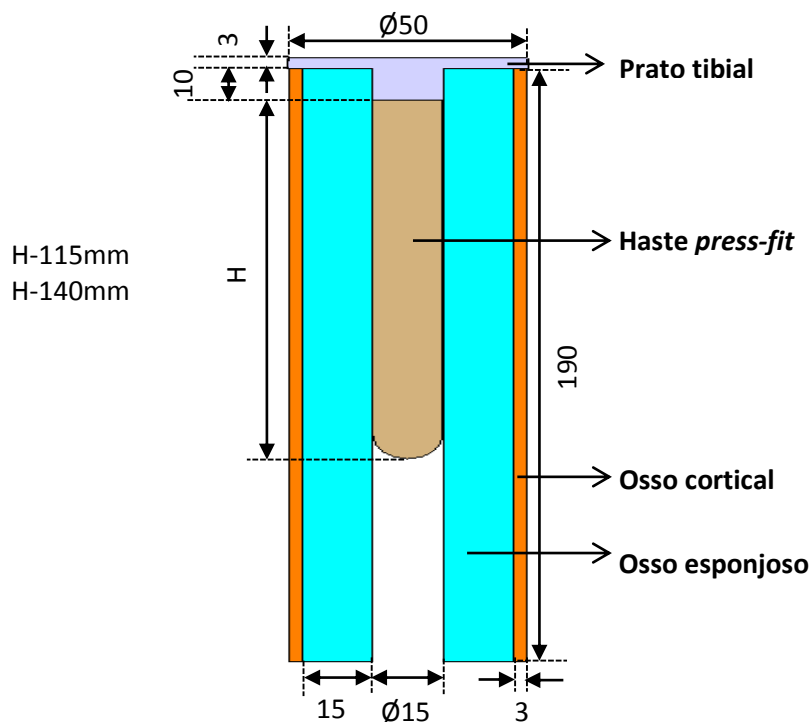


Figura 31: Esquema representativo dos modelos geométricos exemplificativos da tíbia, prato tibial e haste *press-fit*, com a respetiva cotagem (em mm).

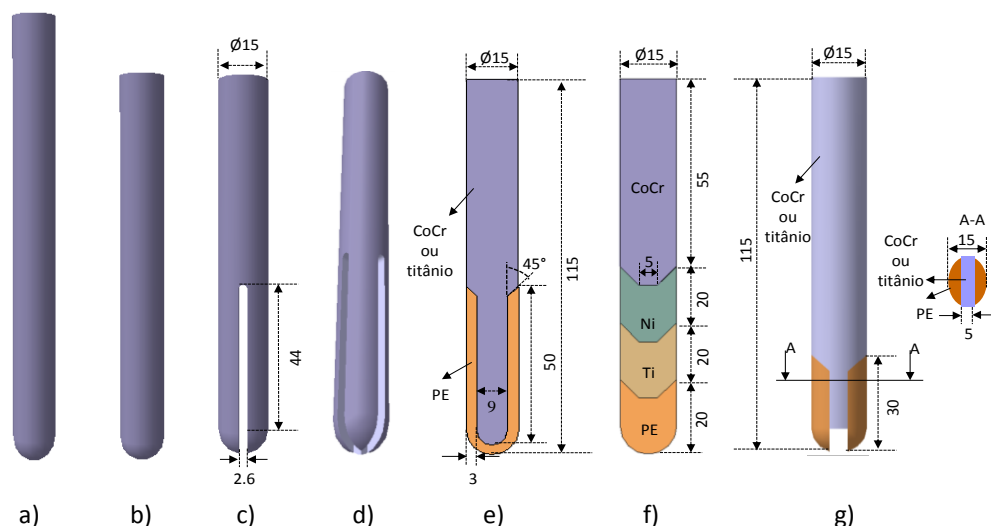


Figura 32: Representação esquemática dos modelos de haste *press-fit*, com a respetiva cotagem (em mm). a) Haste de 140mm de comprimento. b) Haste de 115mm de comprimento. c) Haste de 115mm de comprimento com 2 rasgos na zona distal. d) Haste de 115mm de comprimento com 4 rasgos na zona distal. e) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura. f) Novo conceito de haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (CoCr-Ni-Ti-PE). g) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno.

Tabela 2: Descrição dos modelos de haste analisados.

Modelos analisados	Materiais	Designação simplificada
Haste de 115mm de comprimento	CoCr Níquel Titânio Magnésio Polietileno	115CoCr_S 115Ni_S 115Ti_S 115Mg_S 115PE_S
Haste de 140mm de comprimento	CoCr Níquel Titânio Magnésio Polietileno	140CoCr_S 140Ni_S 140Ti_S 140Mg_S 140PE_S
Haste de 115mm de comprimento com 2 rasgos na zona distal	CoCr Titânio Polietileno	115CoCr_2R 115Ti_2R 115PE_2R
Haste de 115mm de comprimento com 4 rasgos na zona distal	CoCr Titânio Polietileno	115CoCr_4R 115Ti_4R 115PE_4R
Novo conceito de haste de 115mm de comprimento com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura	CoCr Titânio	N115PE_CoCr N115PE_Ti
Novo conceito de haste de 115mm de comprimento com rigidez variável ao longo do seu comprimento	CoCr Níquel Titânio Polietileno	N115RVariavel
Novo conceito de haste de 115mm de comprimento com um núcleo em CoCr/titânio e com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno	CoCr Titânio	N115PE_CoCr_C N115PE_Ti_C

4.2.2 MODELOS NUMÉRICOS

Com base nos modelos geométricos anteriores foram gerados os modelos numéricos através da geração de malha de elementos finitos diretamente no *software* CAD CATIA R19 V5® (Dassault Systems, USA). Primeiramente procedeu-se à geração, para cada componente de cada modelo, da malha de superfície de elementos triangulares de 3 nós, com a dimensão média de 1.5mm para o osso esponjoso, hastes e prato tibial, e 2mm para o osso cortical [15]. Posteriormente foram geradas automaticamente as malhas sólidas de elementos tetraédricos (4 nós). Optou-se por usar os elementos tetraédricos porque, de acordo com Ramos et al. [98], o uso de elementos lineares tetraédricos possibilita resultados mais próximos dos teóricos, apesar dos elementos quadráticos hexaédricos serem mais estáveis e menos influenciados pelo grau de refinamento da malha. No total foram gerados 44 modelos numéricos, divididos em dois grupos, em que num foi aplicada apenas carga medial e noutro foi aplicada carga medial e lateral.

O número de elementos e nós de cada modelo encontra-se na Tabela 3. Um exemplo de um modelo gerado com malha de elementos finitos está representado na Figura 33. O modelo sem haste foi utilizado como sendo o que simula a condição sem a utilização de hastes e serviu de base às comparações efetuadas.

Tabela 3: Número de elementos e nós dos modelos analisados.

Modelo	Número de nós	Número de elementos
Sem haste	86408	361154
Haste de 115mm de comprimento	91965	384741
Haste de 140mm de comprimento	93226	390364
Haste de 115mm de comprimento com 2 rasgos na zona distal	92883	388487
Haste de 115mm de comprimento com 4 rasgos na zona distal	93170	388699
Novo conceito de haste de 115mm de comprimento com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura	94019	392643
Novo conceito de haste de 115mm de comprimento com rigidez variável ao longo do seu comprimento	91707	382144
Novo conceito de haste de 115mm de comprimento com um núcleo em CoCr/titânio e com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno	92668	386765

De seguida, foram definidas as condições de interface entre os diferentes componentes que constituem os modelos. Considerou-se que todas as interfaces entre os diferentes componentes estavam em perfeito contacto e rigidamente ligadas entre si, com a exceção do prato tibial com o osso cortical e esponjoso e das hastes com o osso esponjoso, que foram considerados em perfeito contacto com um coeficiente de atrito de 0.3 [15, 99-102].

Os materiais utilizados foram considerados homogéneos, isotrópicos e com um comportamento linear elástico, sendo esta uma aproximação à realidade muitas vezes utilizada em

estudos semelhantes [15, 42, 97, 103]. Os valores de módulo de elasticidade do osso cortical e esponjoso considerados nos modelos são representativos do osso fisiológico [104-111]. Para o caso dos implantes, os valores estão de acordo com os materiais de que são fabricados. Na Tabela 4 encontram-se indicados os módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson associados a cada material/componente dos modelos numéricos.

Tabela 4: Propriedades mecânicas dos modelos utilizados [15].

Designação do componente	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	Fibra de vidro- Resina epóxido	12.4	0.3
Osso esponjoso	Espuma de poliuretano	0.104	0.3
Prato tibial	Titânio	110	0.3
Hastes	CoCr	210	0.3
	Níquel	160	0.3
	Titânio	110	0.3
	Magnésio	55	0.3
	Polietileno	0.5	0.3

Relativamente às condições de fronteira utilizadas nos modelos numéricos, considerou-se um encastramento rígido na superfície distal do modelo, a 180mm do prato tibial, o que significa que os nós são fixos não permitindo qualquer deslocamento ou rotação, como representado na Figura 33.

Foram analisados dois casos de carga (Figura 33): no primeiro, uma carga de compressão de 2100N foi aplicada apenas no côndilo medial da tíbia (Caso de carga 1). Este caso está presente quando ocorrem movimentos rápidos do joelho ou desalinhamento "varo" [112]. Devido a este facto, o caso de carga 1 pode ser representativo dessas situações, maximizando o momento fletor ao longo do comprimento da haste e o efeito de fulcro da extremidade da haste no osso, o que gera o pior cenário nessa região. No segundo caso, a carga de 2100N foi distribuída entre os dois côndilos medial e lateral da tíbia, com uma repartição de 60% (1260N) e 40% (840N), respetivamente (Caso de carga 2). Este é representativo de uma condição de carga fisiológica normal durante a marcha. Neste caso, as forças que atuam na perna ($\approx 3 \times BW$) produzem um momento adutor, que tende a aduzir o joelho numa posição "varo", o que significa que 60-70% da carga que atravessa a articulação femoro-tibial é descarregada no lado medial [20, 112, 113]. Esta distribuição assimétrica da carga, entre os côndilos, permite aumentar o efeito de flexão sobre a tíbia [20, 112].

Uma vez que esta dissertação visa o desenvolvimento de um novo conceito de haste intramedular para a revisão da ATJ, que minimize os efeitos negativos da sua utilização, referenciados como o efeito de *stress-shielding* e a dor sentida por alguns pacientes na zona extremidade da haste [53, 57, 71, 76-79], foram avaliados, após as simulações, os diferentes fatores biomecânicos em estudo. Assim, analisou-se a estabilidade do prato tibial relativamente ao osso proximal, através da diferença de deslocamentos, podendo este parâmetro estar associado ao eventual processo de osteólise. Também foram avaliadas as deformações principais máximas (ϵ_1), de tração, e mínimas (ϵ_3), de compressão, no osso esponjoso em contato com a haste, medidas nos alinhamentos anterior, posterior, medial e lateral, de modo a analisar o efeito de concentração de

deformação na extremidade da haste e a sua possível relação com a dor sentida por alguns pacientes nessa zona. Por último, avaliou-se o efeito de *stress-shielding* no osso cortical ao longo do comprimento a haste, nos alinhamentos medial e lateral, já que o mesmo pode estar relacionado com o problema de reabsorção óssea a termo.

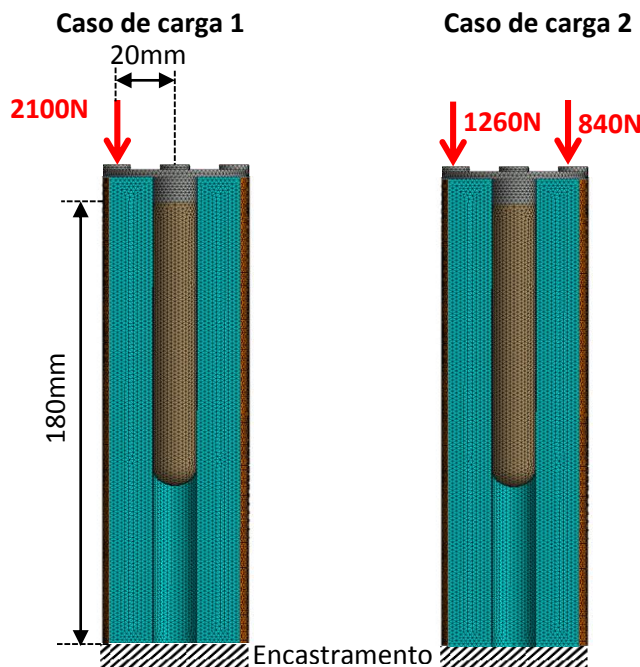


Figura 33: Representação esquemática das direções das forças e restrições aplicadas.

4.3 RESULTADOS

4.3.1 COMPARAÇÃO DO EFEITO DO COMPRIMENTO DA HASTE

Na Tabela 5 encontram-se indicados os valores obtidos referentes aos micromovimentos entre o prato tibial e o córtex proximal, assim como o desvio em relação ao modelo sem haste, para as hastes de 115mm e 140mm de comprimento, em ambos os casos de carga.

É possível observar, no caso de carga 1, que a haste de 140mm teve um comportamento distinto da de 115mm, mostrando micromovimentos proximais de menor amplitude, o que traduz um maior incremento da estabilidade em relação ao modelo de 115mm. A exceção registada diz respeito às hastes em polietileno, onde os valores obtidos foram idênticos para ambas.

No caso de carga 1, para a haste de 140mm obteve-se um aumento máximo da estabilidade relativamente ao modelo sem haste de 4,5 vezes e apenas 2,5 vezes para a haste de 115mm. No caso de carga 2, registou-se um aumento máximo de 31% para a haste de 140mm e 28% para a de 115mm, tendo estes máximos ocorrido em materiais distintos.

Tabela 5: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.

Caso de Carga	Tipo de haste	Micromovimentos proximais ($\times 10^{-3}$ mm)	Aumento da estabilidade relativamente ao modelo sem haste (%)
Caso de carga 1 2100N Medial	Sem haste	21	-
	115CoCr_S	6	255%
	115Ti_S	9	142%
	115PE_S	20	4%
	140CoCr_S	4	452%
	140Ti_S	7	202%
	140PE_S	20	4%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	Sem haste	2	-
	115CoCr_S	1	19%
	115Ti_S	1	28%
	115PE_S	2	-1%
	140CoCr_S	1	31%
	140Ti_S	1	20%
	140PE_S	2	-1%

O comportamento das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , ao longo do comprimento das hastes de 115mm e 140mm, em ambos os casos de carga, pode ser visualizado na Figura 34. Apenas são apresentados os gráficos do alinhamento lateral, uma vez que, foi o lado onde foram registados os valores de pico das deformações principais. Na Tabela 6 encontram-se descritos os valores de pico das deformações principais máximas e mínimas, e desvio relativamente ao modelo sem haste, para as referidas hastes.

No caso de carga 1, observou-se que a haste de 115mm originou picos de deformação mais acentuados, tendo-se obtido para ϵ_1 , um valor nominal máximo de 1504×10^{-6} m/m, representando um aumento de 26 vezes relativamente ao modelo sem haste, e 1485×10^{-6} m/m para a haste de 140mm, o que representa um incremento de 12 vezes em relação ao modelo sem haste. Para ϵ_3 obteve-se um valor nominal máximo de 3449×10^{-6} m/m para a haste de 115mm, representando um aumento de 32 vezes relativamente ao modelo sem haste, e 3085×10^{-6} m/m para a de 140mm, o que representa um aumento de 12 vezes em relação ao modelo sem haste.

No caso de carga 2, para ϵ_1 , registou-se um aumento máximo relativamente ao modelo sem haste de 3,6 vezes para a haste de 115mm e 1,5 vezes para a de 140mm. Para ϵ_3 , observou-se um incremento máximo em relação ao modelo sem haste de 2 vezes para a haste de 115mm e 1 vez para a de 140mm.

Em ambos os casos de carga, os menores desvios das deformações principais em relação ao modelo sem haste foram claramente superiores para a haste de 115mm, registando-se por exemplo, para ϵ_1 , no caso de carga 1, um aumento de 1,6 vezes, e apenas 54% para a haste de 140mm.

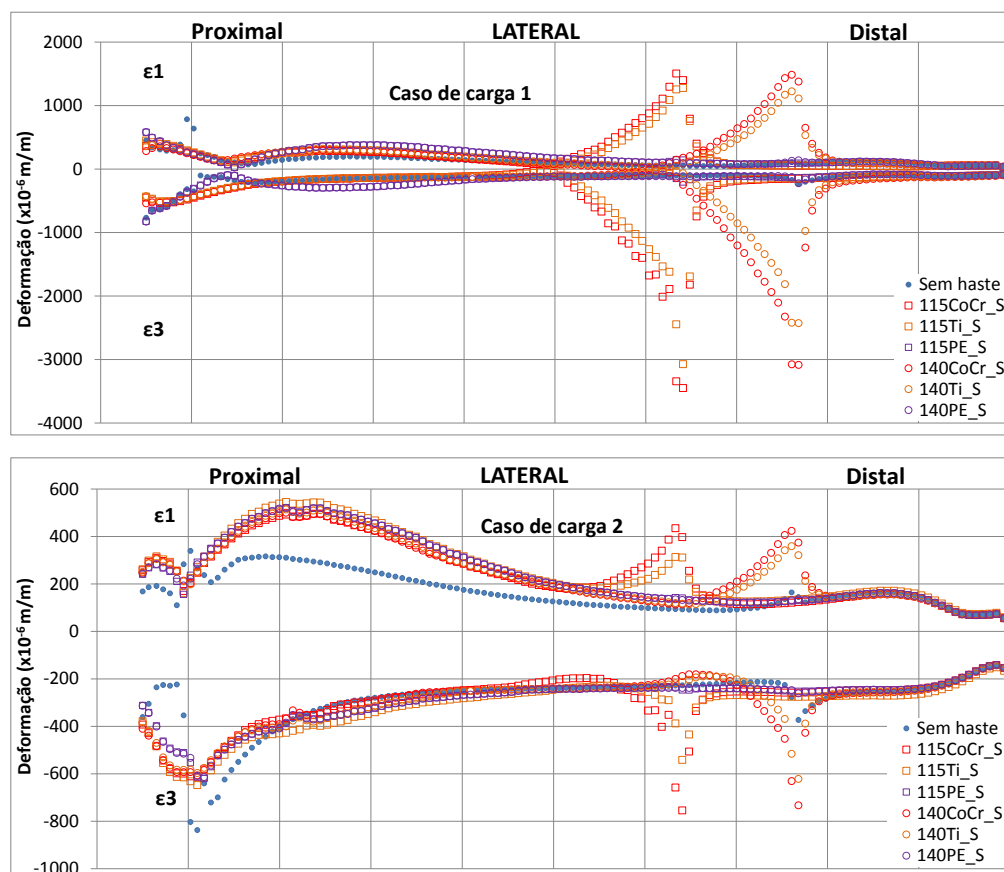


Figura 34: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral para ambos os casos de carga.

Tabela 6: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.

Caso de carga	Tipo de haste	ϵ_1 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_1 relativo a sem haste (%)	ϵ_3 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_3 relativo a sem haste (%)
Caso de carga 1 2100 N Medial	115CoCr_S	1504	2659%	-3449	3266%
	115Ti_S	1277	2380%	-3072	2899%
	115PE_S	145	167%	-205	100%
	140CoCr_S	1485	1260%	-3085	1211%
	140Ti_S	1224	1021%	-2427	931%
	140PE_S	137	54%	-224	-5%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	115CoCr_S	435	362%	-754	232%
	115Ti_S	314	233%	-541	138%
	115PE_S	142	51%	-247	9%
	140CoCr_S	424	158%	-733	97%
	140Ti_S	359	118%	-622	67%
	140PE_S	135	-7%	-261	-30%

O efeito de *stress-shielding* no osso cortical para a haste de 115mm e 140mm, no caso de carga 1, pode ser observado através dos gráficos representados na Figura 35. É visível que a haste que potencia o maior efeito de *stress-shielding* é a mais longa, ou seja, a de 140mm.

No lado medial o efeito de *stress-shielding* foi sempre mais reduzido que no lado lateral, para ambos os casos de carga. Os valores mais significativos de *stress-shielding* ocorreram no caso de

carga 1, com os valores mais elevados na haste de 140mm em CoCr (140CoCr_S), com uma redução média das deformações principais máximas e mínimas superior a 40% e 20%, respetivamente, relativamente ao modelo sem haste. Para o caso de carga 2, o comportamento das deformações relativamente ao modelo sem haste foi idêntico ao observado para o caso de carga 1, no entanto, a redução média das deformações principais máximas e mínimas foi de 10% e 5%, respetivamente, em relação ao modelo sem haste.

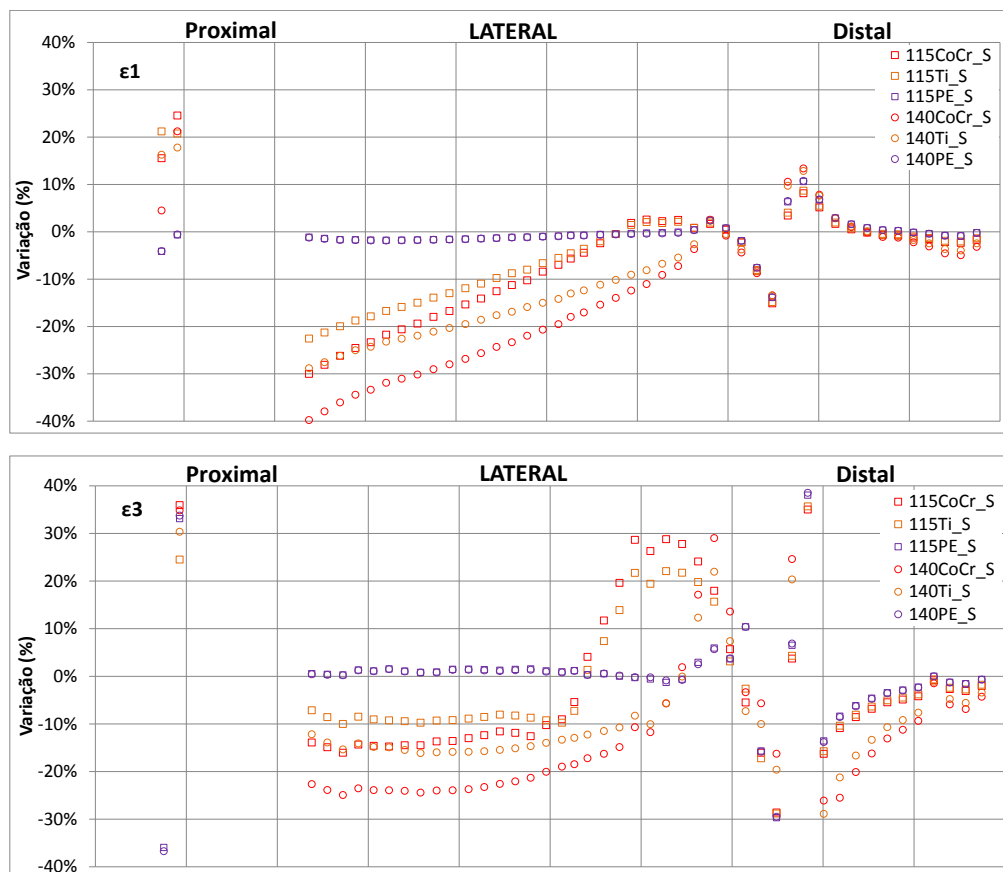


Figura 35: Efeito de *stress-shielding* no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1.

4.3.2 COMPARAÇÃO DO EFEITO DO MATERIAL

A Tabela 7 mostra os valores obtidos referentes aos micromovimentos proximais da haste de 115mm de comprimento para os diferentes materiais testados, assim como o desvio em relação ao modelo sem haste, em ambos os casos de carga.

Para o caso de carga 1, é possível observar que a haste em CoCr (maior módulo de elasticidade) mostrou os micromovimentos proximais de menor amplitude, traduzindo-se num aumento de estabilidade em relação ao modelo sem haste que, neste caso, foi de 2,5 vezes. No caso de carga 2, o maior incremento de estabilidade em relação ao modelo sem haste, de 28%, foi obtido para a haste em titânio. Em ambos os casos de carga, observou-se que o comportamento da haste em polietileno (menor módulo de elasticidade) se distinguiu dos restantes materiais testados, por fornecer os micromovimentos proximais mais elevados e que estão muito próximos dos valores obtidos para o modelo sem haste.

Tabela 7: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para os ambos casos de carga.

Caso de Carga	Tipo de haste	Micromovimentos proximais ($\times 10^{-3}$ mm)	Aumento da estabilidade relativamente ao modelo sem haste (%)
Caso de carga 1 2100N Medial	Sem haste	21	-
	115CoCr_S	6	255%
	115Ni_S	7	202%
	115Ti_S	9	142%
	115Mg_S	12	77%
	115PE_S	20	4%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	Sem haste	2	-
	115CoCr_S	1	19%
	115Ni_S	1	16%
	115Ti_S	1	28%
	115Mg_S	2	6%
	115PE_S	2	-1%

O comportamento das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , ao longo do comprimento da haste de 115mm para os diferentes materiais testados, em ambos os casos de carga, pode ser visualizado na Figura 36. Apenas são apresentados os gráficos do alinhamento lateral, uma vez que, foi o lado onde foram registados os valores de pico das deformações principais. Na Tabela 8 encontram-se descritos os valores de pico das deformações principais máximas e mínimas, e desvio relativamente ao modelo sem haste, para a referida haste.

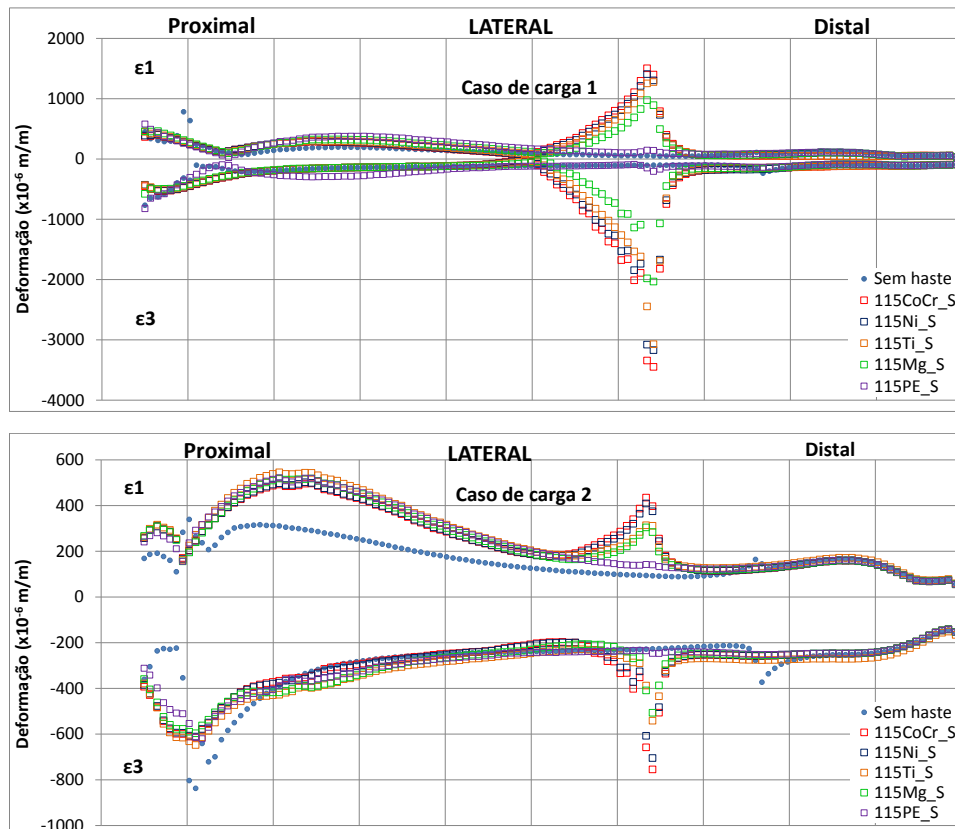


Figura 36: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral para ambos os casos de carga.

Os valores de pico mais acentuados das deformações principais máximas e mínimas, em ambos os casos de carga, ocorreram para a haste em CoCr. O contrário foi observado para a haste em polietileno.

No caso de carga 1, para ϵ_1 , obteve-se um valor nominal de $1504 \times 10^{-6} \text{m/m}$ para a haste em CoCr, representando um aumento de 26 vezes em relação ao modelo sem haste, e um valor nominal de $145 \times 10^{-6} \text{m/m}$ para a haste em polietileno, o que representa um incremento de 1,6 vezes relativamente ao modelo sem haste. Para ϵ_3 , registou-se um aumento de 32 vezes para a haste em CoCr e apenas 1 vez para a haste em polietileno.

Relativamente ao caso de carga 2, obteve-se para a haste em CoCr um incremento, relativamente ao modelo sem haste, de 3,6 e 2 vezes, referentes a ϵ_1 e ϵ_3 , respetivamente, e apenas 51% e 9% para a haste em polietileno.

Tabela 8: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.

Caso de carga	Tipo de haste	ϵ_1 ($\times 10^{-6} \text{ m/m}$)	Desvio ϵ_1 relativo a sem haste (%)	ϵ_3 ($\times 10^{-6} \text{ m/m}$)	Desvio ϵ_3 relativo a sem haste (%)
Caso de carga 1 2100 N Medial	115CoCr_S	1504	2659%	-3449	3266%
	115Ni_S	1409	2485%	-3171	2995%
	115Ti_S	1277	2380%	-3072	2899%
	115Mg_S	976	1692%	-2032	1884%
	115PE_S	145	167%	-205	100%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	115CoCr_S	435	362%	-754	232%
	115Ni_S	409	334%	-705	210%
	115Ti_S	314	233%	-541	138%
	115Mg_S	284	201%	-507	123%
	115PE_S	142	51%	-247	9%

O efeito de *stress-shielding* no osso cortical para os diferentes materiais testados da haste de 115mm, no caso de carga 1, pode ser observado através dos gráficos representados na Figura 37.

No lado medial o efeito de *stress-shielding* demonstrou-se sempre mais reduzido que no lado lateral, para ambos os casos de carga. Os valores mais significativos de *stress-shielding* ocorreram no caso de carga 1, com os valores mais elevados obtidos para a haste em CoCr, com uma redução média das deformações principais máximas e mínimas superior a 20% e 10%, respetivamente, relativamente ao modelo sem haste. A haste em polietileno é a que menos acentua este efeito.

Para o caso de carga 2, o comportamento das deformações relativamente ao modelo sem haste foi semelhante ao observado para o caso de carga 1, no entanto, a redução média das deformações principais máximas e mínimas foi de 10% e 5%, respetivamente, em relação ao modelo sem haste.

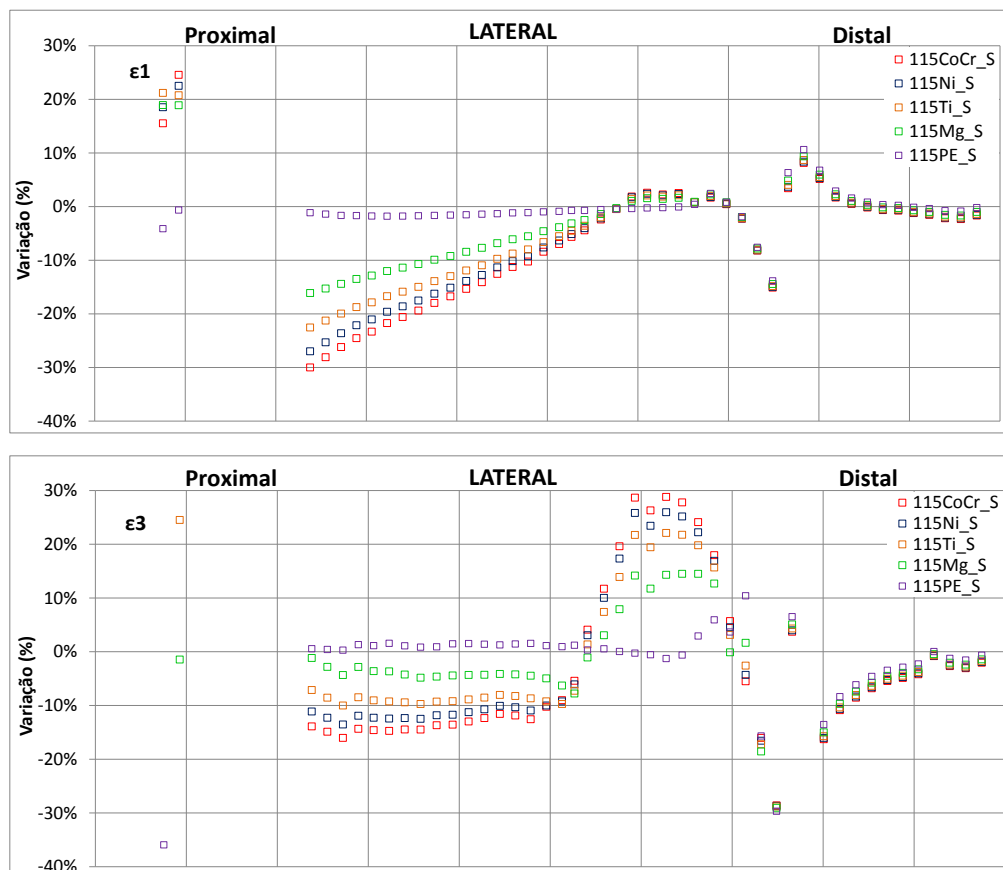


Figura 37: Efeito de *stress-shielding* no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1.

4.3.3 COMPARAÇÃO DO EFEITO DA GEOMETRIA DA EXTREMIDADE DA HASTE

Os resultados dos micromovimentos proximais para a haste de 115mm de comprimento e para as de 2 e 4 rasgos, assim como o desvio em relação ao modelo sem haste, em ambos os casos de carga, encontram-se indicados na Tabela 9.

É possível observar, para ambos os casos de carga, que as hastes com rasgos na sua zona distal, demonstraram um comportamento distinto da de 115mm, mostrando micromovimentos proximais de maior amplitude, o que resulta num menor desvio relativamente ao modelo sem haste e, portanto, em menor estabilidade.

Entre as hastes com rasgos, observou-se que a de 4 rasgos apresentou os menores desvios em relação ao modelo sem haste, em ambos os casos de carga, tendo-se obtido, por exemplo, no caso de carga 1, para este modelo em CoCr (115CoCr_4R), um aumento de 1 vez relativamente ao modelo sem haste, enquanto para a haste de 115mm se obteve, para o mesmo material, um incremento de 2,5 vezes. No caso de carga 2, registou-se um aumento em relação ao modelo sem haste de 19% para a haste de 115mm de CoCr (115CoCr_S) e 6% para a de 4 rasgos também de CoCr (115CoCr_4R).

Os desvios referentes à haste de 2 rasgos em relação ao modelo sem haste encontram-se entre os da haste de 115mm e os da de 4 rasgos, para ambos os casos de carga.

Tabela 9: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.

Caso de Carga	Tipo de haste	Micromovimentos proximais ($\times 10^{-3}$ mm)	Aumento da estabilidade relativamente ao modelo sem haste (%)
Caso de carga 1 2100N Medial	Sem haste	21	-
	115CoCr_S	6	255%
	115Ti_S	9	142%
	115PE_S	20	4%
	115CoCr_2R	8	160%
	115Ti_2R	10	100%
	115PE_2R	20	4%
	115CoCr_4R	9	127%
	115Ti_4R	11	82%
	115PE_4R	20	4%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	Sem haste	2	-
	115CoCr_S	1	19%
	115Ti_S	1	28%
	115PE_S	2	-1%
	115CoCr_2R	2	10%
	115Ti_2R	2	5%
	115PE_2R	2	-1%
	115CoCr_4R	2	6%
	115Ti_4R	2	2%
	115PE_4R	2	-2%

As deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , exibidas pela haste de 115mm e pela de 2 rasgos, em ambos os casos de carga, podem ser visualizadas na Figura 38. Apenas são apresentados os gráficos no lado lateral, uma vez que, foi o alinhamento onde foram registados os valores de pico das deformações principais. Para a haste de 4 rasgos, os valores de pico dividiram-se entre o lado lateral e posterior, no entanto, para esta haste não é possível representar os picos em forma de gráfico devido à existência de rasgos nos quatro alinhamentos. Os valores de pico das deformações principais máximas e mínimas para as referidas hastes, incluindo a de 4 rasgos, e desvio relativamente ao modelo sem haste, encontram-se indicados na Tabela 10.

Em ambos os casos de carga, observa-se que a haste que originou os picos de deformação mais acentuados foi a de 115mm. Registou-se para esta haste em CoCr (115CoCr_S), no caso de carga 1, um valor nominal de 1504×10^{-6} m/m, para ϵ_1 , o que representa um aumento de 26 vezes em relação ao modelo sem haste, e 3449×10^{-6} m/m, para ϵ_3 , representando um incremento de 32 vezes relativamente ao modelo sem haste. Os menores valores de pico foram registados para a haste de 4 rasgos, em ambos os casos de carga, tendo-se obtido, por exemplo, no caso de carga 1 para esta haste em CoCr (115CoCr_4R), um aumento dos picos das deformações principais próximo de 6 vezes em relação ao modelo sem haste. Os valores de pico das deformações referentes à haste de 2 rasgos situam-se entre os da haste de 115mm e os da de 4 rasgos, para ambos os casos de carga.

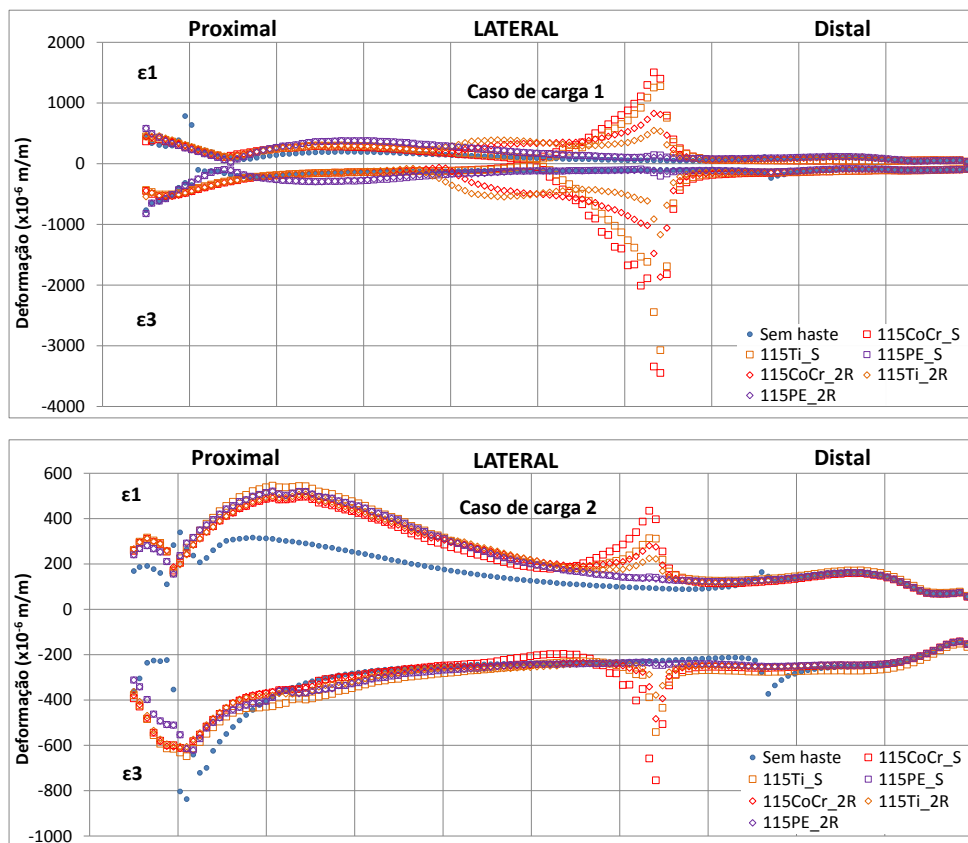


Figura 38: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral para ambos os casos de carga.

Tabela 10: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.

Caso de carga	Tipo de haste	ϵ_1 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_1 relativo a sem haste (%)	ϵ_3 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_3 relativo a sem haste (%)	Lado (ϵ_1/ ϵ_3)
Caso de carga 1 2100N Medial	115CoCr_S	1504	2659%	-3449	3266%	Lateral
	115Ti_S	1277	2380%	-3072	2899%	
	115PE_S	145	167%	-205	100%	
	115CoCr_2R	828	1419%	-1868	1724%	
	115Ti_2R	546	902%	-1169	1042%	
	115PE_2R	106	94%	-119	16%	
	115CoCr_4R	744	569%	-1750	596%	Posterior
	115Ti_4R	503	353%	-1130	349%	Lateral/Posterior
	115PE_4R	91	67%	-263	5%	
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	115CoCr_S	435	362%	-754	232%	Lateral
	115Ti_S	314	233%	-541	138%	
	115PE_S	142	51%	-247	9%	
	115CoCr_2R	281	198%	-483	113%	
	115Ti_2R	225	139%	-378	66%	
	115PE_2R	136	44%	-241	6%	Posterior
	115CoCr_4R	281	149%	-430	71%	
	115Ti_4R	221	96%	-343	36%	
	115PE_4R	112	127%	-240	1%	Lateral/Posterior

O efeito de *stress-shielding* no osso cortical para a haste de 115mm e para as de 2 e 4 rasgos, no caso de carga 1, pode ser analisado através dos gráficos apresentados na Figura 39. Verificou-se que a haste de 115mm é a que mais potencia este efeito e a de 4 rasgos é a que menos o acentua.

No lado medial o efeito de *stress-shielding* foi sempre mais reduzido que no lado lateral, para ambos os casos de carga. Os valores mais significativos de *stress-shielding* ocorreram no caso de carga 1, com os valores mais elevados para a haste de 115mm de CoCr (115CoCr_S), com uma redução média das deformações principais máximas e mínimas superior a 20% e 10%, respetivamente, relativamente ao modelo sem haste. Para o caso de carga 2, o comportamento das deformações relativamente ao modelo sem haste foi análogo ao observado para o caso de carga 1, no entanto, a redução média das deformações principais máximas e mínimas foi de 10% e 5%, respetivamente, em relação ao modelo sem haste.

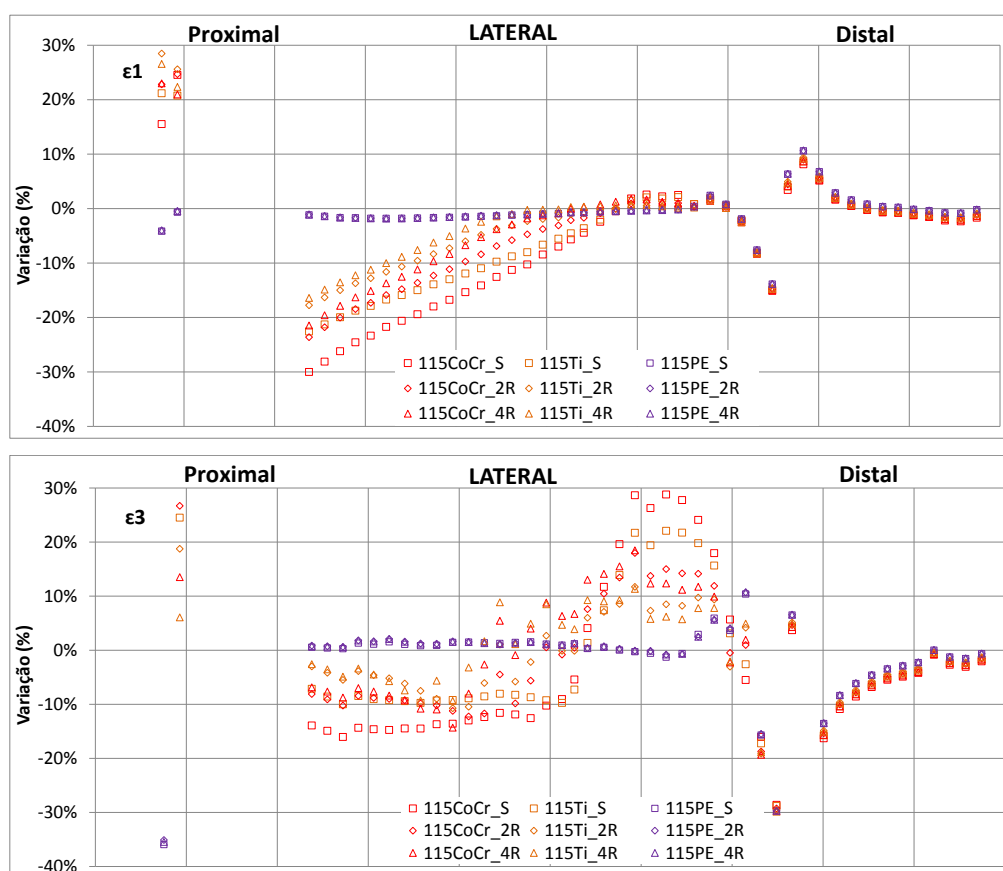


Figura 39: Efeito de *stress-shielding* no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1.

4.3.4 COMPARAÇÃO DAS NOVAS PROPOSTAS DE *DESIGN* COM AS HASTES COMERCIAIS

A Tabela 11 mostra os valores obtidos referentes aos micromovimentos proximais e desvio em relação ao modelo sem haste, para a haste de 115mm de comprimento (CoCr e Ti), para as de 2 e 4 rasgos (CoCr e Ti), e para as novas propostas de haste, em ambos os casos de carga.

Para o caso de carga 1, observou-se que a haste que se destacou originando os micromovimentos proximais de menor amplitude, que se traduz no modelo com maior estabilidade, foi a comercial de 115mm, tendo-se obtido um incremento máximo em relação ao

modelo sem haste de 2,5 vezes, referente a este modelo em CoCr (115CoCr_S). Contrariamente, os menores desvios em relação ao modelo sem haste foram observados para a haste de 4 rasgos, tendo-se obtido, para este modelo em CoCr (115CoCr_4R), um incremento de estabilidade de apenas 1 vez. A haste que exibiu a maior estabilidade entre os novos conceitos, e a segunda mais estável entre todos os modelos em análise, diz respeito ao modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), para o qual se registou um incremento de estabilidade em relação ao modelo sem haste de 2 vezes. Entre as novas propostas de haste, o menor incremento em relação ao modelo sem haste, de apenas 1 vez, foi observado para o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti). No caso de carga 2, o comportamento das hastes foi semelhante ao observado para o caso de carga 1, no entanto, a haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel) foi a que exibiu menor estabilidade entre os novos conceitos de haste.

Tabela 11: Micromovimentos proximais e desvio relativamente ao modelo sem haste para ambos os casos de carga.

Caso de Carga	Tipo de haste	Micromovimentos proximais ($\times 10^{-3}$ mm)	Aumento da estabilidade relativamente ao modelo sem haste (%)
Caso de carga 1 2100N Medial	Sem haste	21	-
	115CoCr_S	6	255%
	115Ti_S	9	142%
	115CoCr_2R	8	160%
	115Ti_2R	10	100%
	115CoCr_4R	9	127%
	115Ti_4R	11	82%
	N115PE_CoCr_C	6	236%
	N115PE_Ti_C	9	136%
	N115RVariavel	9	138%
	N115PE_CoCr	7	203%
	N115PE_Ti	10	119%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	Sem haste	2	-
	115CoCr_S	1	19%
	115Ti_S	1	28%
	115CoCr_2R	2	10%
	115Ti_2R	2	5%
	115CoCr_4R	2	6%
	115Ti_4R	2	2%
	N115PE_CoCr_C	1	16%
	N115PE_Ti_C	2	10%
	N115RVariavel	2	6%
	N115PE_CoCr	2	14%
	N115PE_Ti	2	7%

As deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , exibidas pela haste de 115mm, pela de 2 rasgos, e pelos novos conceitos de haste, para ambos os casos de carga, podem ser visualizadas na Figura 40. O alinhamento onde foram registados os valores de pico das deformações principais para as hastes comerciais de 115mm e de 2 rasgos, e para os novos conceitos, diz respeito ao lado

lateral, sendo o único alinhamento representando. Os valores de pico das deformações principais máximas e mínimas, e desvio relativamente ao modelo sem haste, para as referidas hastes, incluindo a de 4 rasgos, são apresentados na Tabela 12.

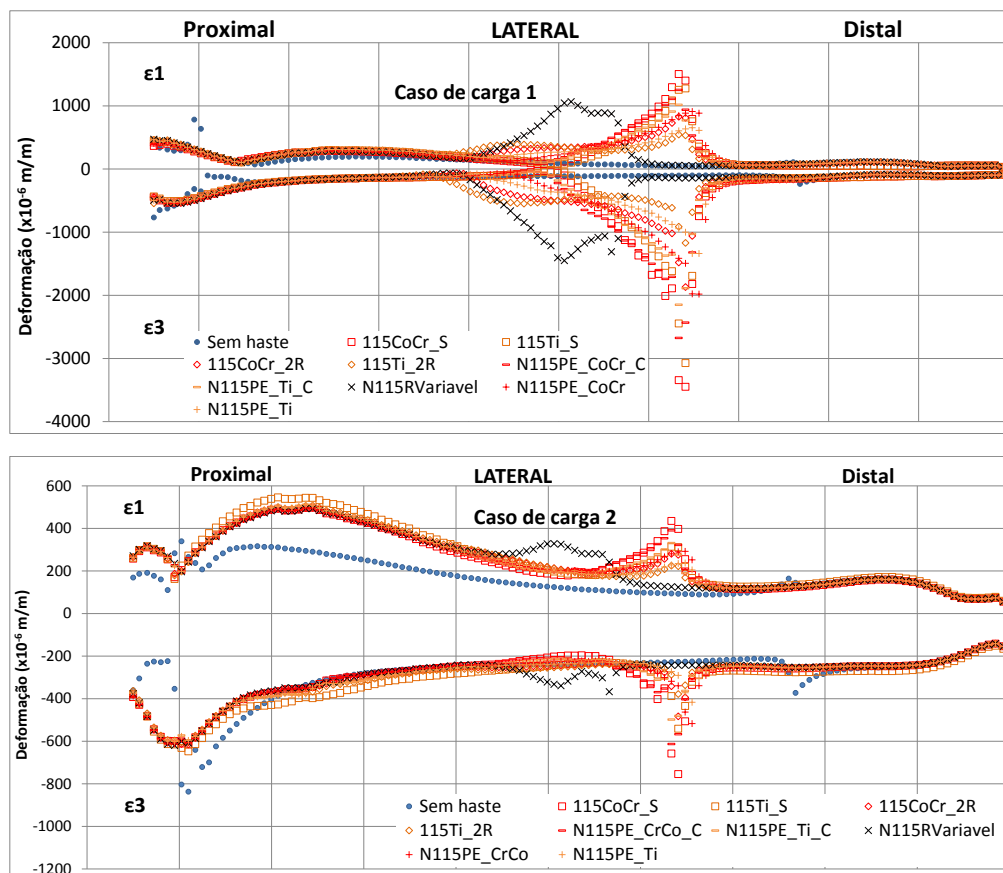


Figura 40: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral em ambos os casos de carga.

Para o caso de carga 1, observou-se que a haste comercial de 115mm (CoCr e Ti) originou os picos de deformação mais acentuados, tendo-se obtido para esta haste em CoCr (115CoCr_S) o maior incremento relativamente ao modelo sem haste, de 26 vezes e 32 vezes, relativos a ϵ_1 e ϵ_3 , respetivamente. Os menores valores de pico foram registados para a haste de 4 rasgos (CoCr e Ti), tendo-se obtido para esta haste em CoCr (115CoCr_4R), um aumento dos picos das deformações principais próximo de 6 vezes relativamente ao modelo sem haste. Entre os novos conceitos, a haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C) foi a que apresentou os picos de deformação mais acentuados, tendo-se registado um incremento relativamente ao modelo sem haste de 21 e 24 vezes, para ϵ_1 e ϵ_3 , respetivamente. Os menores desvios relativamente ao modelo sem haste, para as novas propostas, foram observados para o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti) e para o modelo com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel), para os quais se registaram incrementos das deformações principais máximas e mínimas relativamente ao modelo sem haste de 12 e 11 vezes, respetivamente. Em relação ao caso de carga 2, pode ser feita uma análise idêntica à descrita anteriormente.

Tabela 12: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, em ambos os casos de carga.

Caso de carga	Tipo de haste	ϵ_1 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_1 relativo a sem haste (%)	ϵ_3 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_3 relativo a sem haste (%)	Lado (ϵ_1/ ϵ_3)
Caso de carga 1 2100N Medial	115CoCr_S	1504	2659%	-3449	3266%	Lateral
	115Ti_S	1277	2380%	-3072	2899%	
	115CoCr_2R	828	1419%	-1868	1724%	
	115Ti_2R	546	902%	-1169	1042%	
	115CoCr_4R	744	569%	-1750	596%	Posterior
	115Ti_4R	503	353%	-1130	349%	
	N115PE_CoCr_C	1253	2199%	-2673	2496%	Lateral
	N115PE_Ti_C	1018	1769%	-2147	1985%	
	N115RVariavel	1066	1130%	-1449	1163%	
	N115PE_CoCr	912	1774%	-1980	1847%	
	N115PE_Ti	654	1243%	-1338	1215%	
Caso carga 2 2100N 60% medial 40% lateral	115CoCr_S	435	362%	-754	232%	Lateral
	115Ti_S	314	233%	-541	138%	
	115CoCr_2R	281	198%	-483	113%	
	115Ti_2R	225	139%	-378	66%	
	115CoCr_4R	281	149%	-430	71%	Posterior
	115Ti_4R	221	96%	-343	36%	
	N115PE_CoCr_C	391	315%	-613	169%	Lateral
	N115PE_Ti_C	331	251%	-498	118%	
	N115RVariavel	328	164%	-367	57%	
	N115PE_CoCr	292	220%	-517	130%	
	N115PE_Ti	237	160%	-417	85%	

O efeito de *stress-shielding* no osso cortical para a haste de 115mm (CoCr e Ti), para as de 2 e 4 rasgos (CoCr e Ti), e para as novas propostas de haste, pode ser observado através dos gráficos apresentados na Figura 41, para o caso de carga 1.

No lado medial o efeito de *stress-shielding* foi sempre mais reduzido que no lado lateral, para ambos os casos de carga. Os valores mais significativos de *stress-shielding* ocorreram no caso de carga 1, com os valores mais elevados para a haste comercial de 115mm de CoCr (115CoCr_S), com uma redução média das deformações principais máximas e mínimas superior a 20% e 10%, respetivamente, relativamente ao modelo sem haste. Segue-se a esta, o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). A haste de 4 rasgos de titânio (115Ti_4R) é a que menos acentua este efeito, seguindo-se a esta, a de 2 rasgos também de titânio (115Ti_2R). Entre as novas propostas de haste, o menor efeito de *stress-shielding* foi observado para o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti) e para o modelo com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel), cujo comportamento é semelhante ao observado para as hastes de 2 e 4 rasgos de titânio (115Ti_2R e 115Ti_4R, respetivamente). Para o caso de carga 2, o comportamento das deformações relativamente ao modelo sem haste foi idêntico ao observado para o caso de carga 1, no entanto, as reduções médias das deformações principais máximas e mínimas foram inferiores.

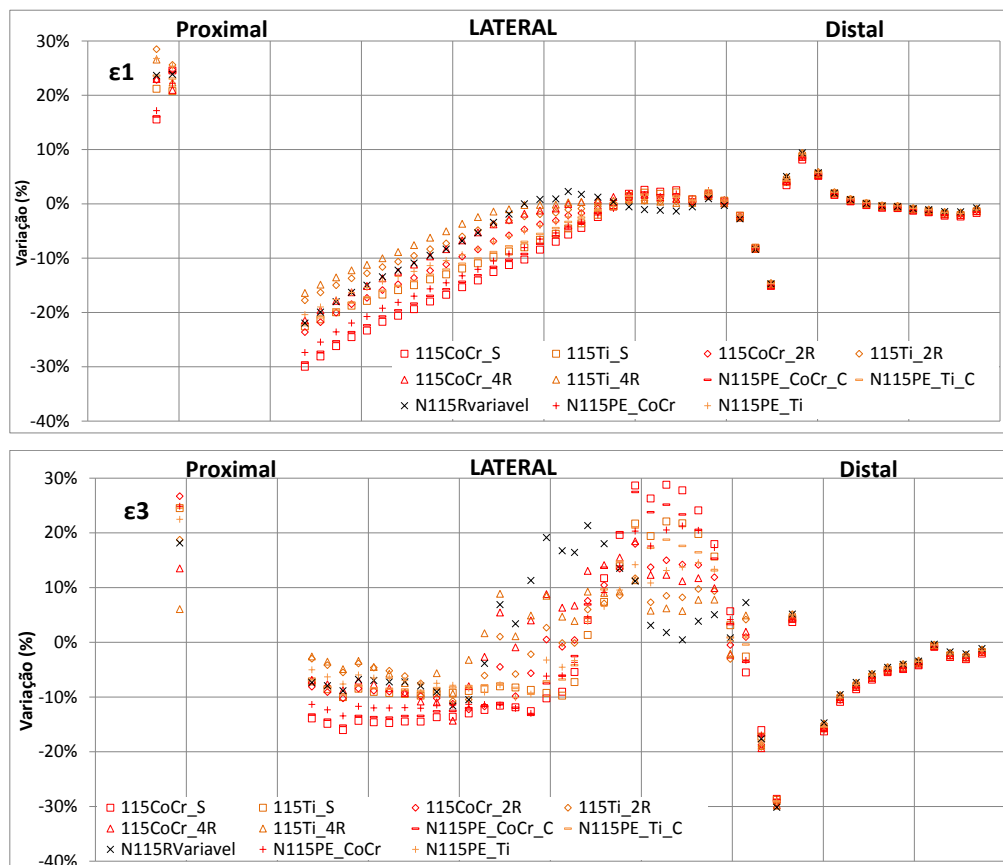


Figura 41: Efeito de *stress-shielding* no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1.

4.4 DISCUSSÃO

4.4.1 COMPARAÇÃO DO EFEITO DO COMPRIMENTO DA HASTE

Da análise dos resultados obtidos para os micromovimentos proximais, realizada para duas hastes com comprimentos diferentes, 115mm e 140mm, constata-se que existe uma tendência de diminuição dos micromovimentos com o aumento do comprimento da haste, o que se traduz no acréscimo de estabilidade relativamente ao modelo sem haste. Esta mesma tendência está de acordo com a verificada em alguns estudos [68-70, 114]. A necessidade de reforço da estabilidade do prato tibial relativamente ao córtex proximal com a utilização de hastes é um fator deveras importante na revisão da ATJ, uma vez que, evita os micromovimentos relativos entre os diferentes materiais envolvidos na reconstrução e o osso. A existência de micromovimentos dá origem, com o passar do tempo, à geração de micropartículas resultantes do processo de abrasão nas interfaces entre os diferentes materiais, originando um efeito de osteólise.

A adição de hastes acarreta um efeito de forte gradiente de deformações na zona da extremidade desta, tendo sido observado mais fortemente no lado lateral, devido ao momento fletor gerado no prato tibial, causado pela repartição assimétrica de carga, originar um afastamento da extremidade da haste do lado medial e um efeito de fulcro (pressão localizada) no lado lateral. Os resultados das magnitudes dos picos das deformações principais máximas e mínimas no osso esponjoso na zona da extremidade da haste sugerem que o aumento do comprimento da haste

traduz um ligeiro decréscimo das deformações principais, o que está em aparentemente desacordo com o relatado em estudos anteriores [88, 89]. No entanto, as diferenças observadas entre os comprimentos comparados são bastante reduzidas.

O efeito de *stress-shielding* traduz-se na redução dos níveis de deformação no osso necessários para que o processo de remodelação óssea se desenvolva fisiologicamente (densidade do osso diminui), expondo-o ao fenómeno de reabsorção óssea, de acordo com a Lei de Wolff [115]. Assim, neste caso, a haste de maior comprimento é aquela que mais potencia este efeito, o que está de acordo com estudos reportados na literatura, como o efetuado por Bourne and Finlay [95] que refere que o uso de componentes tibiais com hastes longas é acompanhado por *stress-shielding* acentuado do córtex tibial proximal ao longo do comprimento da haste.

4.4.2 COMPARAÇÃO DO EFEITO DO MATERIAL

Relativamente ao efeito da rigidez do material da haste é possível constatar que o incremento da rigidez, ou seja, o aumento do módulo de elasticidade, acarreta um decréscimo nos micromovimentos proximais, o que se traduz numa maior estabilidade dos modelos em relação à não utilização de haste. Contrariamente, a haste em polietileno, de menor módulo de elasticidade, facultou os valores mais elevados dos micromovimentos proximais. Este facto confirma o reportado na literatura [80, 81].

Em relação aos picos das deformações principais máximas e mínimas registados na zona da extremidade da haste, a haste em CoCr demonstrou os picos mais acentuados, contrariamente à mesma em polietileno, o que sugere que a diminuição da rigidez do material da haste provoca um decréscimo na intensidade dos picos de deformação. A mesma análise relativa ao comportamento dos materiais pode ser feita para o efeito de *stress-shielding*, uma vez que, a haste em CoCr é a que mais potencia este efeito em detrimento da mesma em polietileno. Estes resultados coincidem com os relatados na literatura, uma vez que, a dor na extremidade da haste é descrita como causada, provavelmente, pela incompatibilidade do módulo de elasticidade entre a extremidade da haste e o osso nativo, que resulta em *stress-shielding* proximalmente e um aumento do pico das pressões de contacto e tensões experienciadas na extremidade da haste [80, 93]. É sugerido que o uso de materiais de menor rigidez, como o polietileno, permite transferir os níveis mais elevados de tensões na zona de transição entre os diferentes materiais (titânio-polietileno e CoCr-polietileno), mas são, no entanto, mais reduzidas [81].

4.4.3 COMPARAÇÃO DO EFEITO DA GEOMETRIA DA EXTREMIDADE DA HASTE

Tendo em conta os resultados obtidos para os micromovimentos proximais relativos à haste de 115mm de comprimento e às de 2 e 4 rasgos, comprova-se que existe uma tendência de aumento deste parâmetro com a alteração da geometria da extremidade da haste. Neste caso, a presença de uma extremidade de baixa rigidez (com rasgos), provocou um decréscimo da estabilidade do modelo relativamente à não utilização de haste. O número de rasgos também teve influência, uma vez que, a haste com mais rasgos (4 rasgos) providenciou o menor aumento de estabilidade relativamente ao modelo sem haste.

As deformações principais máximas e mínimas no osso esponjoso na zona da extremidade das hastes sugerem que as com rasgos reduzem os picos das deformações, e que o aumento do número de rasgos também contribui para o decréscimo desses mesmos picos. O efeito da geometria da extremidade da haste aqui relatado coincide com o descrito na literatura, uma vez que, foi reportado no estudo de Barrack et al. [76] que o rasgo distal diminui substancialmente a rigidez da haste, diminuindo possivelmente a transferência da carga na sua extremidade. A geometria das hastes também influenciou o efeito de *stress-shielding*, na medida em que, se observou a menor redução dos valores das deformações principais, relativamente aos valores do modelo sem haste, para as hastes com rasgos. Relativamente ao número de rasgos verificou-se que o seu incremento reduziu a magnitude do efeito de *stress-shielding*.

4.4.4 COMPARAÇÃO DAS NOVAS PROPOSTAS DE *DESIGN* COM AS HASTES COMERCIAIS

Relativamente ao parâmetro da estabilidade, é possível constatar que, comparando o modelo de haste comercial de 115mm de CoCr (115CoCr_S) com o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), o modelo N115PE_CoCr_C proporcionou uma menor estabilidade, no entanto, relativamente próxima à da haste comercial. O novo modelo de haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr) foi o que se apresentou mais estável entre os novos conceitos após o N115PE_CoCr_C, o que sugere novamente que as hastes em CoCr fomentam a estabilidade dos modelos. Contrariamente, a haste com um núcleo em titânio e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_Ti_C), a haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel) e a haste com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), apresentaram um comportamento semelhante entre si e, no caso de carga 1, próximo ao do modelo comercial de 115mm de titânio (115Ti_S). Relativamente à haste de 4 rasgos, verificou-se que os novos conceitos apresentaram uma estabilidade superior, mostrando-se, assim, como uma alternativa viável à utilização destas hastes.

Os resultados obtidos parecem sugerir que os novos conceitos de haste em CoCr (N115PE_CoCr_C e N115PE_CoCr) poderão ser uma boa alternativa às hastes comerciais, uma vez que, forneceram uma estabilidade, embora que ligeiramente inferior, próxima à da haste mais estável, a comercial de 115mm de CoCr (115CoCr_S).

Tendo em conta os picos das deformações principais máximas e mínimas, comparando a haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C) com a comercial de 115mm de CoCr (115CoCr_S), verificou-se que o modelo N115PE_CoCr_C exibiu valores de pico inferiores, sendo a diferença entre os eles mais visível para as deformações principais mínimas. Comparando os modelos anteriores com a haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr), observou-se que esta origina picos menores, o que sugere que poderá constituir uma vantagem para a redução das deformações relativamente ao modelo comercial e ao novo conceito de haste. No entanto, a haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel) e a haste com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti) parecem

ser mais favoráveis, uma vez que, originaram os picos mais reduzidos entre os novos conceitos e inferiores aos obtidos para a haste comercial de 115mm.

Analisando o efeito de *stress-shielding*, é possível concluir que os novos conceitos de haste de CoCr ou titânio minimizam este efeito relativamente à comercial de 115mm, para o mesmo material. Os resultados aparentam indicar que o modelo de haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel) e o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti) poderão constituir uma alternativa ao modelo comercial de 115mm e aos restantes novos conceitos de haste, uma vez que, exibiram uma menor redução das deformações principais relativamente ao modelo sem haste, o que representa um menor risco de perda de densidade óssea a longo termo.

Em função dos resultados obtidos e da sua discussão foram selecionados 3 novos conceitos de haste, utilizados nos modelos experimentais da tíbia na etapa seguinte. Essa escolha baseou-se num compromisso entre os diferentes parâmetros biomecânicos. Estes resumem-se à estabilidade do prato tibial relativamente ao córtex proximal (podendo este efeito estar relacionado com o surgimento de osteólise), às deformações principais máximas e mínimas no osso cortical ao longo do comprimento da haste (que permitem avaliar potenciais zonas de *stress-shielding* e a possível relação deste efeito com o de reabsorção óssea a longo termo) e, finalmente, às deformações principais máximas e mínimas no osso em contacto com a haste (que possibilitam a avaliação do efeito de concentração de deformação na zona da extremidade da haste e a sua possível ligação com os casos clínicos de dor devido à utilização de haste intramedulares).

Os modelos selecionados dizem respeito à haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), à haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr), e à que é geometricamente idêntica a esta última mas com um núcleo em titânio (N115PE_Ti). A haste com rigidez variável ao longo do seu comprimento (N115RVariavel), apesar de ter tido um comportamento semelhante ao modelo N115PE_Ti, não foi selecionada para utilização nos modelos experimentais devido a ser de difícil materialização.

Capítulo 5

5 AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DOS NOVOS CONCEITOS DE HASTE

5.1 INTRODUÇÃO

Este capítulo é dedicado à avaliação experimental dos novos conceitos de haste previamente selecionados nos modelos numéricos simples. Esses dizem respeito à haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), à haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr) e à que é geometricamente idêntica a esta última mas com um núcleo em titânio (N115PE_Ti). Estas novas hastes foram fabricadas e, em conjunto com uma haste *press-fit* comercial de 115mm de comprimento de titânio (115Ti_S), foram utilizadas nas cirurgias *in-vitro*, com recurso a uma tibia em material compósito. A tibia foi instrumentada com extensómetros aplicados no lado lateral e medial distal, na região da extremidade da haste, para avaliar como os novos conceitos de haste *press-fit* alteram o comportamento do córtex tibial nessa zona, quando comparados com uma haste *press-fit* disponível comercialmente para a revisão da ATJ, e como podem contribuir para minimizar o risco de dor na sua extremidade. De maneira a avaliar as extensões principais na zona proximal da tibia e, conseqüentemente, do potencial efeito de *stress-shielding*, recorreu-se a mais dois extensómetros, colocados na zona posterior e antero-medial proximal da tibia. Os modelos foram submetidos aos mesmos casos de carga aplicados nos modelos numéricos simples. Os resultados das extensões medidas foram também utilizados para correlação com os modelos numéricos da tibia desenvolvidos no capítulo seguinte.

5.2 MATERIAIS E MÉTODOS

A tibia utilizada nos ensaios experimentais é um osso em material compósito da perna esquerda, que está disponível comercialmente na Sawbones® Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA com referência 3302. A tibia foi utilizada com a componente tibial da prótese P.F.C *Sigma Modular Knee System* (Depuy International, Inc Johnson & Johnson, Warsaw, Indiana). A componente tibial contém um prato de tamanho 5, numa liga de titânio (Ti-6Al-4V), com dimensões de 83mm M/L e 55mm A/P e um componente em polietileno posterior estabilizado de 10mm. Apenas os novos conceitos de haste foram produzidos no Laboratório de Tecnologia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro, segundo os desenhos de fabrico previamente elaborados e representados na Figura 32. A Figura 42 ilustra os componentes utilizados nos ensaios experimentais. Recorreu-se a um componente femoral para realizar o carregamento sobre o componente tibial. É de referir que apenas o prato tibial foi cimentado à tibia para cada tipo de haste estudada. Os materiais e dimensões associados a cada componente dos modelos experimentais encontram-se sumarizados na Tabela 13.

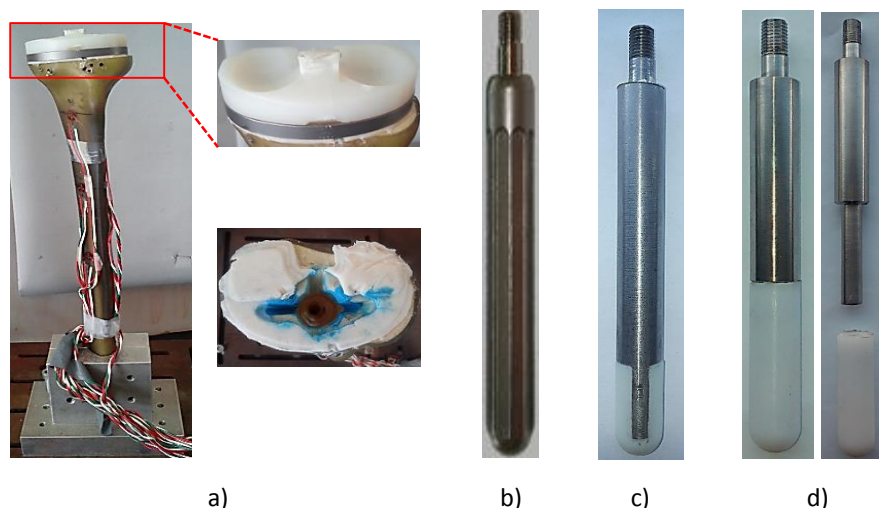


Figura 42: Componentes utilizados nos ensaios experimentais. a) Tíbia compósita com os componentes e canal onde são colocadas as hastes. b) Haste *press-fit* comercial de titânio (115Ti_S). c) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). d) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr/ N115PE_Ti).

Tabela 13: Tabela resumo dos componentes usados nos ensaios experimentais (n/a – não aplicável) [15].

Designação do componente		Material	Dimensões
Osso cortical		Fibra de vidro reforçada com resina epóxido	Referência 3302
Osso esponjoso		Espuma de poliuretano	
Prato tibial		Ti-6Al-4V	83mm M/L 55mm A/P Tamanho 5
Componente tibial		Polietileno	Componente estabilizado de 10mm
Cimento		Poli-metracrilato-metileno	n/a
Hastes	115Ti_S	Ti-6Al-4V	Ø15mm×115mm
	N115PE_CoCr_C	CoCr Polietileno	
	N115PE_CoCr	CoCr Polietileno	
	N115PE_Ti	Ti-6Al-4V Polietileno	

De maneira a medir as extensões sofridas pela tíbia após os carregamentos, foram usadas rosetas tri-axiais de extensómetros, baseando-se esta escolha em estudos anteriores [42, 103]. As posições dos extensómetros (Figura 43) foram seleccionadas com o intuito de medir as extensões nas regiões medial (M_{distal}) e lateral distal (L_{distal}), uma vez que, é a zona da extremidade que carece especial atenção, pois é nesta região que se verifica grande parte da transferência de carga pelas elevadas tensões aí verificadas. Para a análise da zona proximal da tíbia foram considerados mais dois extensómetros, colocados na zona posterior (P) e antero-medial (AM) proximal da tíbia. Os extensómetros foram conectados ao sistema PXI-1050 (National Instruments, USA) de aquisição de dados, o qual, por sua vez, foi ligado a um computador, onde os resultados foram armazenados e processados por uma aplicação “LabView Signal Express”.

Após a preparação de cada modelo da tíbia com a correspondente haste e os restantes componentes, esta foi fixada na sua zona distal num suporte e colocado o conjunto na parte inferior do equipamento de ensaios (conceção própria do Laboratório de Biomecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro), deixando a zona proximal da tíbia livre para a aplicação de forças (Figura 44). Esta máquina está ligada a um computador, no qual é possível controlar a força e a frequência da carga aplicada nos diferentes ensaios, através da aplicação “Controler Developer Version”.

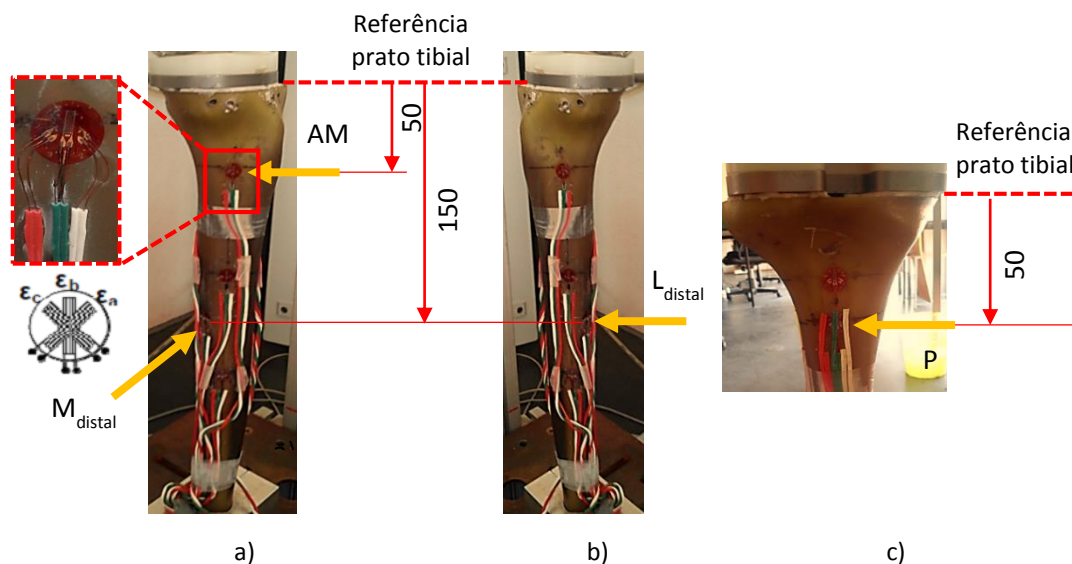


Figura 43: Localização dos extensómetros na tíbia. a) Extensómetro antero-medial (AM) e medial distal (M_{distal}). b) Extensómetro lateral distal (L_{distal}). c) Extensómetro posterior (P).

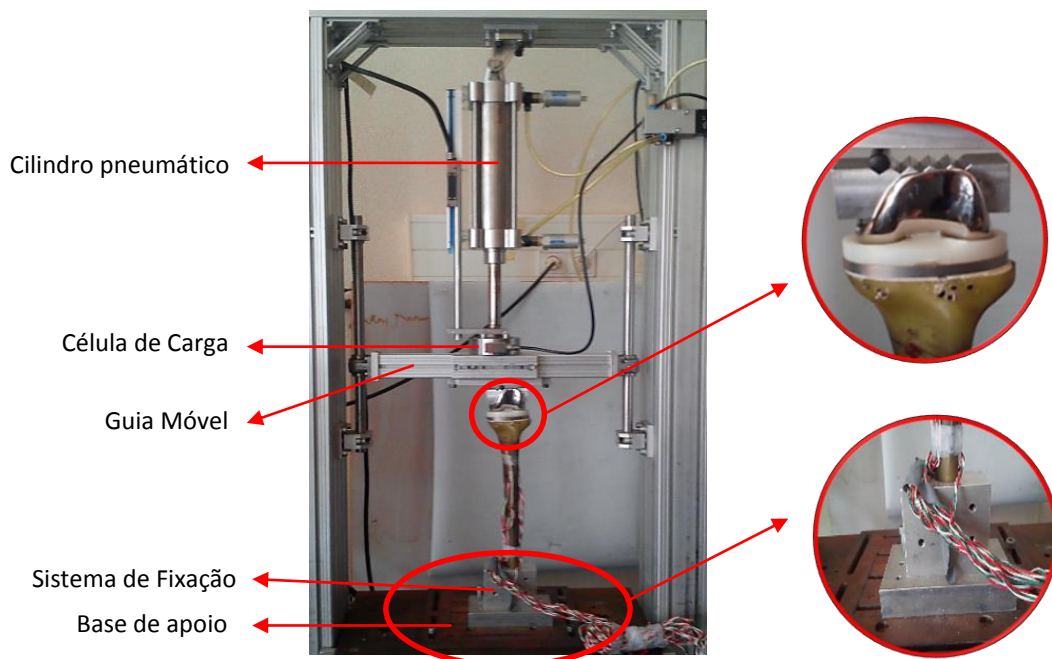


Figura 44: Dispositivo experimental usado para o carregamento da tíbia.

Foram ensaiados dois casos de carga que replicaram os usados nos modelos numéricos simples. No caso de carga 1, uma carga de 2100N foi aplicada através de uma barra colocada medialmente

na parte superior do componente femoral, como exibido na Figura 45. No caso de carga 2 foi aplicada uma carga de 1260N (60%) no côndilo medial e 840N (40%) no côndilo lateral. Esta repartição de carga (60%-40%) está diretamente relacionada com a distância da barra cilíndrica ao côndilo medial e côndilo lateral (ponto de aplicação da carga é deslocado medialmente) assegurada pela construção visível na Figura 45.



Figura 45: Carga aplicada e adaptador utilizado para a aplicação da mesma.

Para cada modelo de haste foram realizados cinco ensaios, num total de 25 para cada caso de carga, obtendo-se como valor de deformação para cada extensão a média dos cinco carregamentos. A partir das extensões medidas com os extensómetros tri-axiais em cada modelo ensaiado, foram calculados os valores das extensões principais máximas e mínimas associados à localização de cada extensómetro, de acordo com as seguintes expressões (1 e 2), que relacionam as extensões medidas nos três extensómetros ε_a , ε_b e ε_c a 45° de cada roseta tri-axial com as extensões principais máximas (ε_1) e mínimas (ε_3).

$$\varepsilon_1 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad (1)$$

$$\varepsilon_3 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad (2)$$

Foi calculado para cada uma das extensões principais máximas e mínimas, o valor médio e respetivo desvio padrão dos cinco ensaios realizados para cada modelo analisado. As médias das extensões principais, entre o modelo sem haste e os modelos com haste, e, entre a haste comercial *press-fit* e os novos conceitos de haste, foram comparadas e os resultados são apresentados em seguida.

5.3 RESULTADOS

5.3.1 AVALIAÇÃO DAS EXTENSÕES PRINCIPAIS NA TÍBIA

Os valores médios das extensões principais máximas e mínimas medidas no córtex proximal da tíbia, com os extensómetros no lado posterior (P) e antero-medial (AM) e na zona distal, na região da extremidade da haste, com os extensómetros no lado medial (M_{distal}) e lateral (L_{distal}), estão representados graficamente na Figura 46, para o caso de carga 1 e, na Figura 47, para o caso de carga 2. Também são exibidos os respetivos desvios padrão. O desvio padrão das extensões principais foi em média 17% dos valores médios medidos.

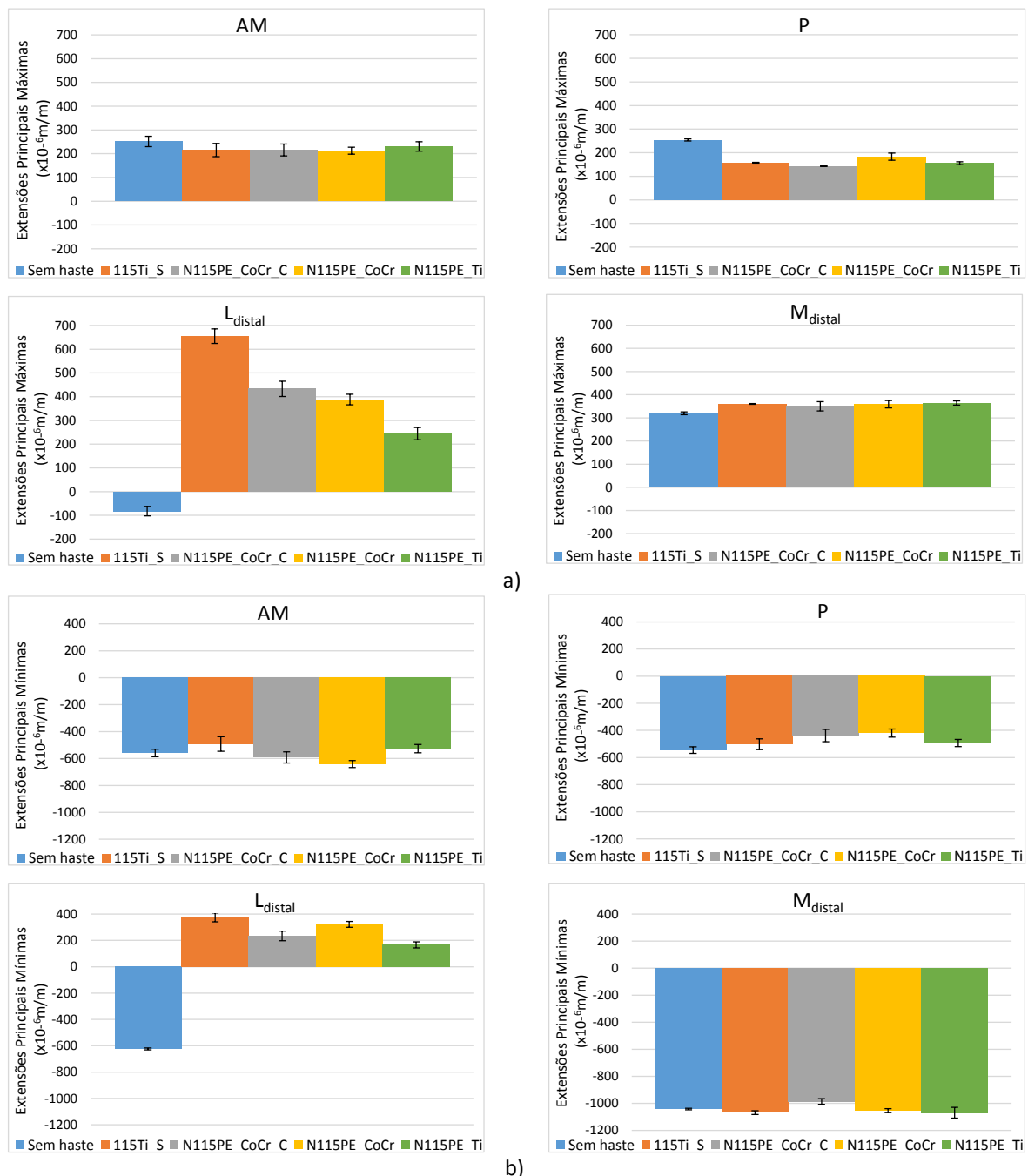


Figura 46: Valores médios e desvios padrões das extensões principais máximas - ϵ_1 (a) e mínimas - ϵ_3 (b), para o caso de carga 1.

Analisando a Figura 46a referente às extensões principais máximas, ϵ_1 , para o caso de carga 1, verificou-se que o modelo que apresentou o valor nominal mais elevado, de $655 \times 10^{-6} \text{m/m}$, no lado lateral distal (L_{distal}), foi o comercial de 115mm de titânio (115Ti_S), e o que apresentou o valor nominal mais reduzido, de $82 \times 10^{-6} \text{m/m}$, corresponde ao modelo sem haste. No lado medial distal (M_{distal}), os valores das extensões principais máximas foram muito próximos entre os diferentes modelos, tendo-se registado o valor nominal máximo, de $364 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), e o valor nominal mais reduzido, de $320 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo sem haste. Nos lados antero-medial (AM)

e posterior (P), ocorreu a mesma tendência de proximidade entre os valores obtidos para os modelos, no entanto, o modelo sem haste destacou-se com o valor mais elevado em ambos os lados ($252 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e $254 \times 10^{-6} \text{m/m}$, respetivamente). O valor mais reduzido, no lado antero-medial (AM), de $212 \times 10^{-6} \text{m/m}$, foi registado para a haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr), enquanto no lado posterior (P), o valor mais reduzido, de $143 \times 10^{-6} \text{m/m}$, foi observado para a haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C).

Pela Figura 46b relativa às extensões principais mínimas, ϵ_3 , para o caso de carga 1, pode ser observado que o modelo que apresentou o valor nominal mais elevado, de $624 \times 10^{-6} \text{m/m}$, no lado lateral distal (L_{distal}), foi o modelo sem haste, e o que exibiu o valor mais reduzido, de $166 \times 10^{-6} \text{m/m}$, diz respeito ao modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti). No lado medial distal (M_{distal}), os valores das extensões principais mínimas demonstraram-se os mais acentuados entre todas as regiões analisadas e sem variações significativas entre os diferentes modelos, tendo-se registado o valor nominal máximo, de $1069 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo N115PE_Ti, e o valor nominal mais reduzido, de $986 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). No lado antero-medial (AM), o valor nominal máximo, de $641 \times 10^{-6} \text{m/m}$, obteve-se para a haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr), e o valor nominal mais baixo, de $492 \times 10^{-6} \text{m/m}$, foi observado para a comercial de 115mm de titânio (115Ti_S). No lado posterior (P), o valor nominal mais elevado foi de $545 \times 10^{-6} \text{m/m}$, tendo sido obtido para o modelo sem haste, enquanto o valor nominal mínimo, de $419 \times 10^{-6} \text{m/m}$, é relativo ao modelo N115PE_CoCr.

Analisando a Figura 47a relativa às extensões principais máximas, ϵ_1 , para o caso de carga 2, verificou-se que o modelo que apresentou o valor nominal mais elevado, de $526 \times 10^{-6} \text{m/m}$, no lado lateral distal (L_{distal}), foi o comercial de 115mm de titânio (115Ti_S), e o que apresentou o valor mais reduzido, de $190 \times 10^{-6} \text{m/m}$, foi o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti). No lado medial distal (M_{distal}), os valores das extensões principais máximas foram muito próximos entre os diferentes modelos, tendo-se registado o valor nominal máximo, de $303 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo N115PE_Ti, e o valor nominal mais reduzido, de $230 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo sem haste. Nos lados antero-medial (AM) e posterior (P), os valores também foram próximos, no entanto, o modelo sem haste destacou-se com o valor nominal mais elevado em ambos os lados ($231 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e $279 \times 10^{-6} \text{m/m}$, respetivamente). O valor nominal mais reduzido, no lado antero-medial (AM), foi obtido para o modelo 115Ti_S ($161 \times 10^{-6} \text{m/m}$) e, no lado posterior (P), para o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C) ($159 \times 10^{-6} \text{m/m}$).

Pela Figura 47b respeitante às extensões principais mínimas, ϵ_3 , para o caso de carga 2, pode ser observado que o modelo que exibiu o valor nominal mais elevado, de $553 \times 10^{-6} \text{m/m}$, no lado lateral distal (L_{distal}), foi o modelo sem haste, e o que apresentou o valor mais reduzido, de $4 \times 10^{-6} \text{m/m}$, corresponde ao modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). No lado medial distal (M_{distal}), os valores das extensões principais mínimas revelaram-se muito próximos entre os diferentes modelos, tendo-se registado o valor nominal mais elevado, de $765 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo com um núcleo em titânio e um

perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), e o valor nominal mais reduzido, de $671 \times 10^{-6} \text{m/m}$, para o modelo N115PE_CoCr_C. No lado antero-medial (AM), a haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr), apresentou o valor nominal máximo, de $479 \times 10^{-6} \text{m/m}$, e o mínimo, de $308 \times 10^{-6} \text{m/m}$, foi observado para o modelo sem haste. No lado posterior (P), o valor nominal mais elevado foi de $625 \times 10^{-6} \text{m/m}$, tendo sido obtido para o modelo sem haste, e o valor nominal mais reduzido, de $409 \times 10^{-6} \text{m/m}$, é relativo ao modelo N115PE_CoCr.

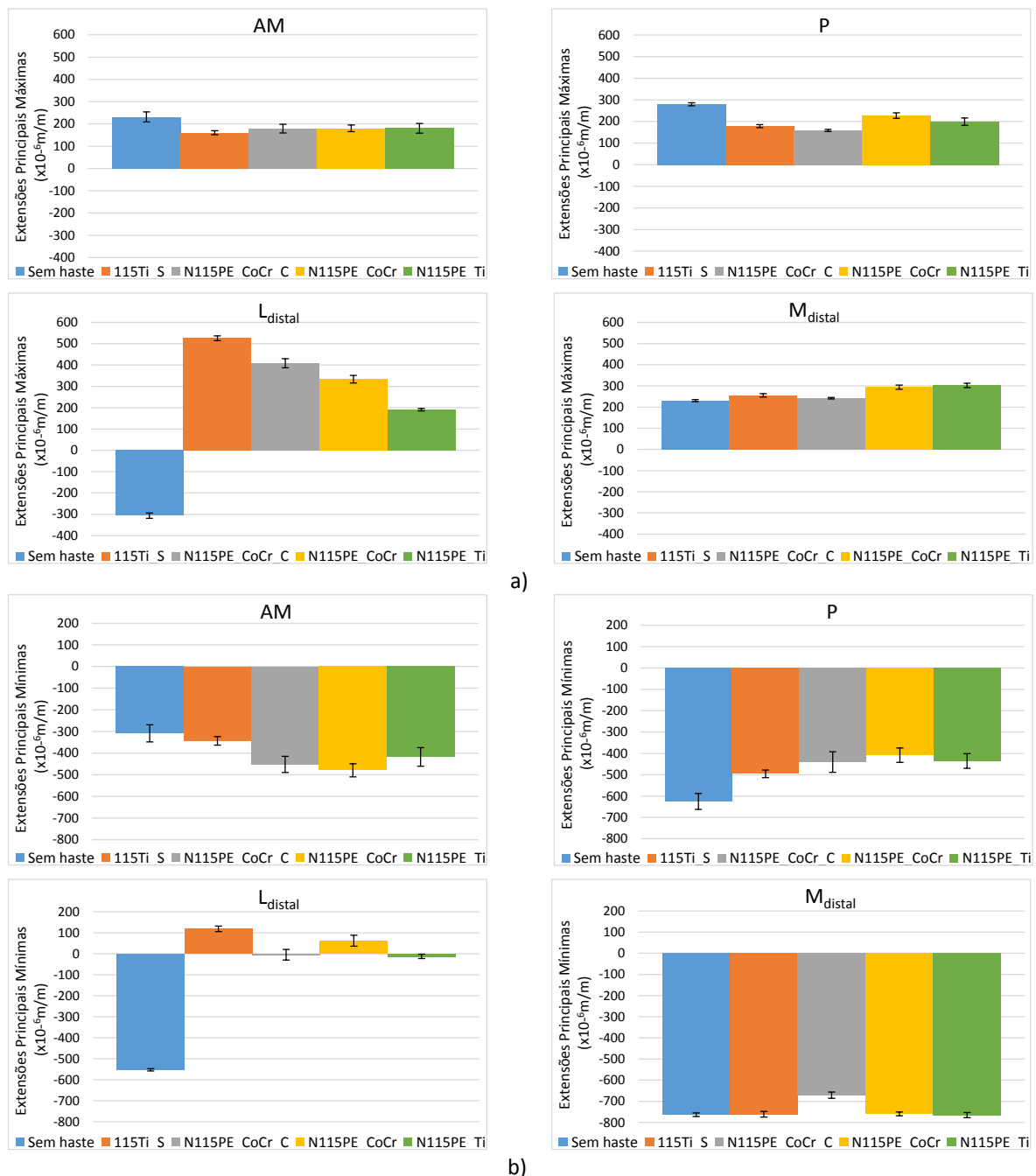


Figura 47: Valores médios e desvios padrões das extensões principais máximas - ϵ_1 (a) e mínimas - ϵ_3 (b), para o caso de carga 2.

5.3.2 COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS COM E SEM HASTE

Na Tabela 14 e Tabela 15 encontram-se representados, para o caso de carga 1, os valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) para os diferentes modelos, assim como as diferenças e desvios relativos entre os modelos com e sem haste.

Tabela 14: Valores médios das extensões principais máximas (ϵ_1) (1×10^{-6} m/m), diferença e desvios relativos entre os modelos com e sem haste, para o caso de carga 1.

ϵ_1	Caso de carga 1				
Tipo de haste		Extensómetro			
		AM	P	L _{distal}	M _{distal}
Sem haste	Média	252	254	-82	320
115Ti_S	Média	215	158	655	360
	Diferença	-37	-96	+573	+41
	Erro relativo (%)	-15%	-38%	+696%	+13%
N115PE_CoCr_C	Média	216	143	433	350
	Diferença	-36	-111	+351	+30
	Erro relativo (%)	-14%	-44%	+427%	+10%
N115PE_CoCr	Média	212	183	388	359
	Diferença	-39	-71	+306	+39
	Erro relativo (%)	-16%	-28%	+372%	+12%
N115PE_Ti	Média	231	156	244	364
	Diferença	-21	-98	+162	+45
	Erro relativo (%)	-8%	-39%	+197%	+14%

Tabela 15: Valores médios das extensões principais mínimas (ϵ_3) (1×10^{-6} m/m), diferença e desvios relativos entre os modelos com e sem haste, para o caso de carga 1.

ϵ_3	Caso de carga 1				
Tipo de haste		Extensómetro			
		AM	P	L _{distal}	M _{distal}
Sem haste	Média	-559	-545	-624	-1042
115Ti_S	Média	-492	-502	375	-1068
	Diferença	-67	-43	-249	+26
	Erro relativo (%)	-12%	-8%	-40%	+3%
N115PE_CoCr_C	Média	-592	-438	234	-986
	Diferença	+33	-107	-390	-56
	Erro relativo (%)	+6%	-20%	-63%	-5%
N115PE_CoCr	Média	-641	-419	322	-1054
	Diferença	+83	-126	-302	+12
	Erro relativo (%)	+15%	-23%	-48%	+1%
N115PE_Ti	Média	-527	-493	166	-1069
	Diferença	-32	-52	-458	+27
	Erro relativo (%)	-6%	-10%	-73%	+3%

Analisando a Tabela 14, relativa às extensões principais máximas, ϵ_1 , no caso de carga 1, verificou-se que o modelo de haste que apresentou a diferença mais elevada em relação ao modelo sem haste foi o comercial de 115mm de titânio (115Ti_S), com um valor de $+573 \times 10^{-6}$ m/m, que representa um aumento relativamente ao modelo sem haste de 7 vezes. Este máximo foi observado no lado lateral distal (L_{distal}). Nesta região, para os restantes modelos de haste, foram obtidos

valores igualmente elevados, no entanto, o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti) apresentou um incremento em relação ao modelo sem haste de apenas 2 vezes. Comparativamente com os valores obtidos no extensómetro medial distal (M_{distal}), os modelos com haste apresentaram aumentos notavelmente inferiores relativamente ao modelo sem haste. No lado antero-medial (AM), a menor redução relativamente ao modelo sem haste foi observada para o modelo N115PE_Ti e, no lado posterior (P), para a haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr).

Pela visualização da Tabela 15, referente às extensões principais mínimas, ϵ_3 , no caso de carga 1, verifica-se que a maior redução relativamente ao modelo sem haste foi obtida para o modelo de haste com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), com um valor de $-458 \times 10^{-6} \text{m/m}$, o que representa um decréscimo de 73% relativamente ao modelo sem haste. Esta redução foi observada no lado lateral distal (L_{distal}). Nesta região, para os restantes modelos de haste, foram obtidas reduções igualmente elevadas, no entanto, foi observado um decréscimo relativamente ao modelo sem haste, de apenas 40%, para o modelo comercial de 115mm de titânio (115Ti_S). No lado antero-medial (AM), a menor redução relativamente ao modelo sem haste foi observada para o modelo N115PE_Ti e, no lado posterior (P), para a haste 115Ti_S.

Para o caso de carga 2, o comportamento entre os diferentes modelos de haste e o modelo sem haste, foi em tudo idêntico ao descrito anteriormente para o caso de carga 1, no entanto, as diferenças entre estes foram ligeiramente inferiores às observadas para o caso de carga 1.

5.4 DISCUSSÃO

Os valores do desvio padrão obtidos nestes ensaios foram ligeiramente superiores aos encontrados em estudos anteriores com o mesmo tipo de osso compósito [15, 28, 75, 116, 117]. Este facto pode estar associado ao dispositivo de carregamento utilizado, com recurso a um repartidor de carga rigidamente fixo sobre o componente femoral, na medida em que, este sistema apresentou alguma variabilidade no seu posicionamento sobre os côndilos tibiais, o que pode ter contribuído para uma variação na repartição da carga aplicada entre os côndilos (medial e lateral), e, assim, originar alguma dispersão adicional das extensões medidas.

Analisando os valores obtidos das extensões principais máximas e mínimas verifica-se, que os valores nominais mais elevados foram registados para as extensões principais mínimas, ou seja, as relacionadas com esforços de compressão. A exceção ocorreu nas extensões medidas na região lateral distal (L_{distal}), onde os valores nominais das extensões principais máximas foram mais elevados.

Em ambos os casos de carga, os valores mais elevados das extensões principais máximas ocorreram no extensómetro lateral distal (L_{distal}) nos modelos com haste, e os valores das extensões principais mínimas foram mais acentuados no extensómetro medial distal (M_{distal}) para todos os modelos.

Relativamente às extensões principais medidas na região proximal da tíbia, através dos extensómetros antero-medial (AM) e posterior (P), verificou-se que existe uma alteração do

comportamento das extensões principais com a introdução das hastes, uma vez que, ocorreu ligeiras diminuições das extensões dos modelos com haste relativamente ao modelo sem haste. Estas reduções na zona proximal da tíbia com o uso das hastes devem-se ao facto de estas transferirem parte da carga aplicada ao prato tibial para a zona da sua extremidade. Estes decréscimos em relação ao modelo sem haste podem potenciar o efeito de *stress-shielding*, que se traduz na redução das extensões no osso necessárias para que o processo de remodelação óssea se desenvolva fisiologicamente (densidade do osso diminui), expondo-o ao fenómeno de reabsorção óssea, de acordo com a Lei de Wolff [115].

Para ambos os casos de carga, o comportamento das extensões principais na zona da extremidade da haste foi bem distinto entre os extensómetros colocados no lado medial (M_{distal}) e lateral (L_{distal}) distal. No lado medial distal, os diferentes modelos de haste ensaiados não provocaram qualquer alteração significativa das extensões principais relativamente ao modelo sem haste. Aparentemente, o lado medial é imune à presença da haste para ambos os casos de carga estudados, o que se justifica pelo facto do momento fletor gerado no prato tibial, devido à repartição assimétrica das cargas nos côndilos, originar um afastamento da extremidade da haste do osso medial. Já este comportamento foi o oposto no lado lateral, uma vez que, neste lado a extremidade da haste origina um efeito de fulcro (pressão localizada) sobre o osso, devido ao mesmo momento fletor gerado no prato tibial. Este efeito foi evidenciado pelas extensões medidas no extensómetro lateral distal (L_{distal}), onde se verificou, para ambas (máximas e mínimas), uma alteração significativa nos modelos com haste relativamente ao modelo sem haste. Este mesmo efeito foi já referenciado num estudo anterior, em que Completo et al. [28] mediram a alteração dos campos de extensão na zona da extremidade da haste, na tíbia em material compósito, entre modelos com e sem haste. Esta alteração pode estar relacionada com o efeito de dor sentida por alguns pacientes após a revisão da ATJ com o uso de hastes [57, 71, 76-79], como já referido anteriormente.

A comparação experimental entre os diferentes modelos de hastes evidencia que o córtex na zona da extremidade da haste foi sensível aos diferentes conceitos de haste em termos de geometria e materiais. Assim, a haste comercial em titânio (115Ti_S) foi aquela que maiores alterações das extensões originou na zona da extremidade da haste relativamente à situação sem haste. Todos os novos conceitos de haste ensaiados originaram alterações menores, pelo que estes parecem contribuir para reduzir o efeito de fulcro (pressão localizada) exercido pela extremidade da haste no osso do lado lateral. Isto pode ser explicado pelo facto das novas hastes, apesar das suas geometrias distintas, terem o polietileno como material em contacto com o osso na zona da sua extremidade, que apresenta um módulo de elasticidade mais baixo relativamente à haste comercial toda em titânio. Esta rigidez inferior da extremidade contribui para uma redução mais gradual da rigidez à flexão da haste, reduzindo o efeito de fulcro, e, por conseguinte, o foco de pressão sobre o osso nessa região, quando comparada com a haste de metal integral. Este mesmo efeito já foi evidenciando num estudo experimental anterior, em que Completo et al. [93] ensaiaram uma haste *press-fit* em titânio com uma extremidade de 15mm em polietileno. Esta exibiu uma menor alteração das extensões na sua extremidade quando comparada com a mesma haste comercial (115Ti_S) utilizada neste estudo.

Dos três novos conceitos de haste ensaiados, o que menor alteração das extensões provocou no lado lateral da extremidade da haste (L_{distal}) relativamente ao modelo sem haste, foi o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), seguido do modelo geometricamente idêntico a este último mas com um núcleo em CoCr (N115PE_CoCr), sendo o que apresentou as maiores variações relativamente ao modelo sem haste, o modelo em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C).

Apesar da generalizada redução do efeito de fulcro provocado pela extremidade da haste destes novos conceitos, relativamente à haste comercial, sendo que o modelo que mais reduz este efeito é o com núcleo em titânio e periferia de polietileno (N115PE_Ti), torna-se necessário analisar comparativamente os novos modelos em termos de outros parâmetros biomecânicos. Esses parâmetros dizem respeito à avaliação da estabilidade do prato tibial relativamente ao osso proximal, dos níveis de deformações no osso ao longo da interface com haste, e do efeito de *stress-shielding* no córtex da tíbia ao longo do comprimento da haste. Para este efeito, foram desenvolvidos no capítulo seguinte, modelos numéricos que replicaram os experimentais aqui analisados, a fim de avaliar estes parâmetros biomecânicos complementares, não passíveis de análise com modelos experimentais.

Capítulo 6

6 DESENVOLVIMENTO DOS MODELOS NUMÉRICOS DA TÍBIA

6.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, procedeu-se ao desenvolvimento de modelos numéricos de elementos finitos da tíbia implantada, que procuram replicar os modelos avaliados experimentalmente no capítulo anterior. Estes modelos numéricos permitiram a avaliação de parâmetros biomecânicos não passíveis de análise com recurso aos modelos experimentais desenvolvidos no capítulo anterior, tais como, a estabilidade do prato tibial relativamente ao osso proximal, os níveis de deformações no osso em contacto direto com o corpo da haste e o efeito de *stress-shielding* no córtex da tíbia ao longo do comprimento da haste. Estes parâmetros biomecânicos podem ser relacionados, respetivamente, com fatores clínicos e biológicos, descritos anteriormente como o efeito de osteólise, a dor na extremidade da haste e o efeito de reabsorção óssea. Estes modelos numéricos foram submetidos aos mesmos cenários de carga aplicados nos modelos numéricos simples e experimentais. Numa fase inicial, procedeu-se à comparação dos resultados das deformações principais no córtex nas mesmas localizações dos quatro extensómetros utilizados nos modelos experimentais, a fim de avaliar a capacidade destes modelos numéricos replicarem o comportamento estrutural dos experimentais, procedendo-se desta forma à avaliação da sua correlação e validação.

6.2 MATERIAIS E MÉTODOS

6.2.1 MODELOS GEOMÉTRICOS

Os modelos geométricos da tíbia, componente tibial, prato tibial (tamanho 5) com haste monobloco de 50mm e cimento foram fornecidos já modelados e com base no trabalho prévio desenvolvido por Completo et al. [15]. O modelo da tíbia foi baseado nos ossos comerciais da Sawbone®, Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, USA [118] disponível para a comunidade científica para estudos numéricos. Os modelos geométricos das hastes *press-fit* foram os previamente modelados para os modelos numéricos simples através do *software* CAD CATIA R19 V5® (Dassault Systems, USA).

Foram avaliados três modelos de hastes *press-fit* que dizem respeito aos novos conceitos de haste avaliados experimentalmente, ou seja, o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), o modelo geometricamente idêntico a este último mas com um núcleo em CoCr (N115PE_CoCr) e o modelo em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). Adicionou-se a estes mais dois, um representativo da haste comercial em titânio (115Ti_S) e o modelo sem haste. A fim de simplificar os modelos e reduzir o tempo de computação apenas foi considerada a secção da tíbia até uma

porção abaixo da extremidade da haste, como representando na Figura 48. Na Figura 48b está representada a sequência de montagem dos modelos geométricos. Por forma a facilitar a tarefa de aplicação das forças nos côndilos medial e lateral do componente tibial, os modelos foram facultados com uma alteração prévia das superfícies condilares da tibia, em que uma superfície plana de espessura muito pequena foi criada em cada côndilo.

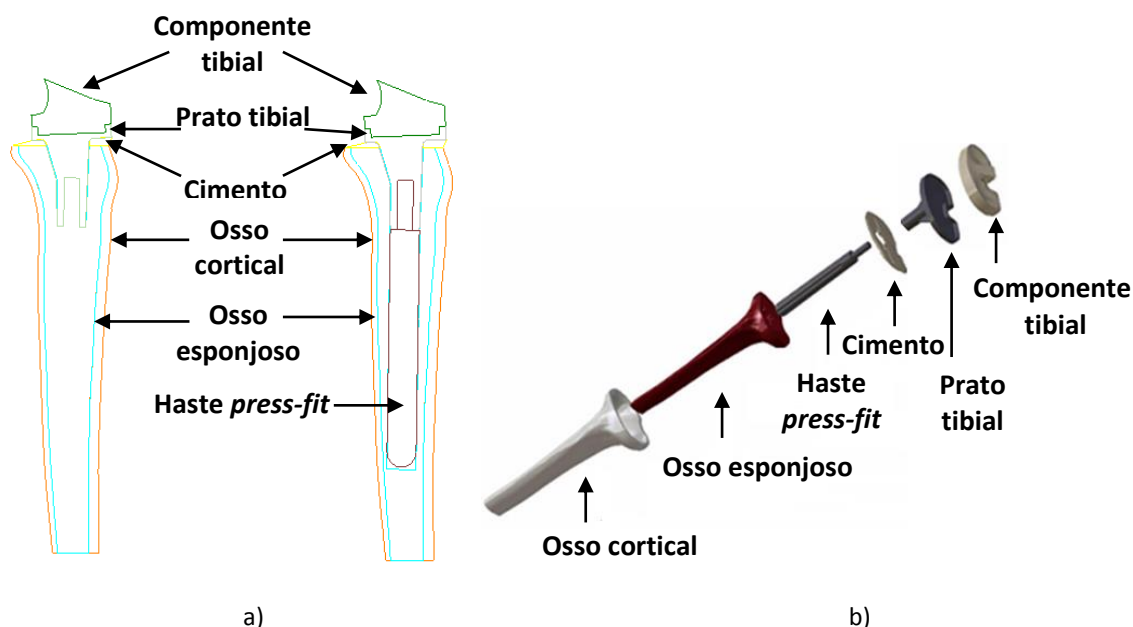


Figura 48: a) Representação esquemática da vista lateral do modelo sem e com haste *press-fit*. b) Sequência de montagem dos modelos geométricos.

6.2.2 MODELOS NUMÉRICOS

Sabe-se que a qualidade dos resultados está diretamente relacionada com o tipo e tamanho de elemento finito utilizado na geração de malha. Assim, uma análise preliminar de convergência de malha é importante, permitindo aferir de que forma a dimensão média da aresta do elemento finito e, por sua vez, o número de elementos (grau de discretização do modelo), influenciam o resultado de um determinado parâmetro do modelo numérico. O facto de vários estudos anteriores, com recurso ao mesmo modelo da tibia aqui utilizado [56, 60, 103, 119], terem já realizado este tipo de análise, a opção por um determinado tipo de elemento e respetiva dimensão média da sua aresta, conduziu a que não fosse realizado nenhum estudo de convergência neste trabalho. Assim, optou-se pela utilização do mesmo tipo de elemento e dimensão média do estudo prévio de Completo et al. [103], ou seja, elemento tetraédrico de formulação parabólica com um tamanho médio de elemento entre 1.5 e 1.8mm. A partir dos modelos geométricos, geraram-se malhas sólidas de elementos finitos tetraédricos (Figura 49), diretamente no *software* CAD CATIA R19 V5® (Dassault Systems, USA), a partir da geração, nas diversas superfícies do modelo, da malha de superfície de elementos triangulares de 3 nós, com a dimensão média de 1.8mm. Para o componente tibial e osso esponjoso foi gerada diretamente a malha sólida. Optou-se pelo uso de elementos tetraédricos pela mesma razão descrita nos modelos numéricos simples. No total foram gerados 10 modelos numéricos, 5 para cada caso de carga. O número de elementos e nós de cada modelo analisado encontra-se indicado na Tabela 16.

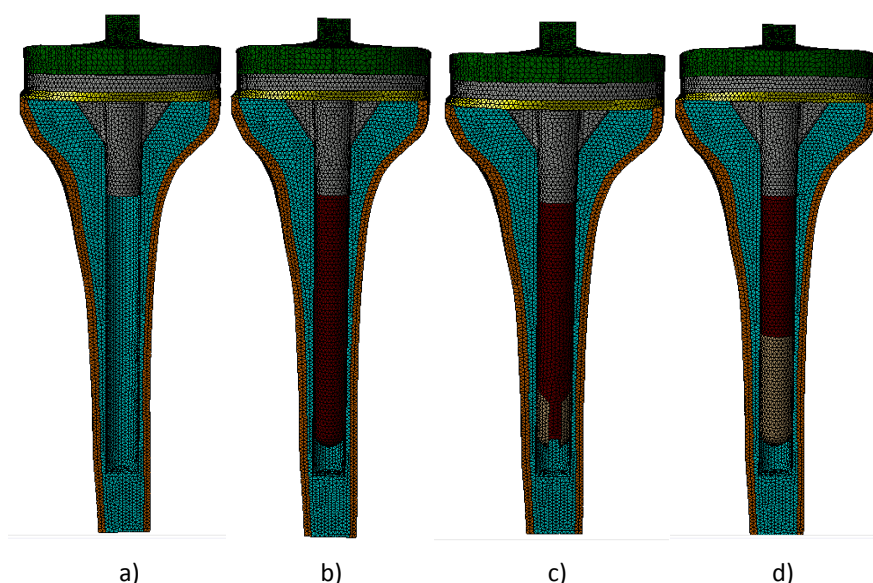


Figura 49: Malhas sólidas de elementos finitos tetraédricos dos modelos analisados. a) Modelo sem haste. b) Haste de 115mm de comprimento de titânio (115Ti_S). c) Novo conceito de haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). d) Novo conceito de haste com um núcleo em CoCr/titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr/N115PE_Ti).

Tabela 16: Número de elementos e nós dos modelos analisados.

Modelo	Número de nós	Número de elementos
Sem haste	85283	362059
115Ti_S	88764	375321
N115PE_CoCr_C	89697	379209
N115PE_CoCr/ N115PE_Ti	90220	380868

Posteriormente, foram definidas as condições de interface entre os diferentes componentes que constituem os modelos. A interface implante-osso (haste-osso esponjoso e prato tibial-osso esponjoso) foi considerada em perfeito contacto com um coeficiente de atrito de 0.3 [99-102]. As restantes interfaces entre os diferentes componentes (cimento-prato tibial, cimento-osso, prato tibial-componente tibial e prato tibial-haste) foram consideradas em perfeito contacto e rigidamente ligadas entre si.

Os materiais utilizados foram considerados homogêneos, isotrópicos e com um comportamento linear elástico, sendo esta uma aproximação à realidade muitas vezes utilizada em estudos semelhantes [15, 42, 97, 103]. As propriedades mecânicas utilizadas para o osso cortical e para o osso esponjoso dos modelos compósitos foram as utilizadas por Completo et al. [42]. No caso do prato tibial, componente tibial e hastes, os valores estão de acordo com os materiais de que são fabricados. Para o cimento as propriedades utilizadas foram as descritas por Murphy et al. [120].

Na Tabela 17 encontram-se indicados os módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson associados a cada material/componente dos modelos numéricos.

Tabela 17: Propriedades mecânicas dos modelos utilizados [15, 42].

Designação	Material	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	Fibra de vidro- Resina epóxico	16.7	0.3
Osso esponjoso	Espuma de poliuretano	0.155	0.3
Prato tibial	Titânio	110	0.3
Componente tibial	Poliétileno	0.5	0.3
Cimento	Poli-metacrilato-metileno	2.28	0.3
Hastes	CoCr	210	0.3
	Titânio	110	0.3
	Poliétileno	0.5	0.3

As condições de fronteira na zona de encastramento da tibia foram simuladas da forma mais realista possível. Neste estudo considerou-se que a tibia foi completamente encastrada na zona distal seccionada, o que significa que os nós são fixos evitando qualquer deslocamento ou rotação, como representado na Figura 50.

A aplicação das cargas foi realizada na superfície central de cada côndilo do componente tibial, como se pode observar na Figura 50. Estes carregamentos foram efetuados com os mesmos níveis de carga utilizados nos modelos numéricos simples e experimentais e com as mesmas direções de aplicação. Assim, no caso de carga 1, foi aplicada uma carga de 2100N no côndilo medial e, no caso de carga 2, a carga de 2100N foi distribuída entre os dois côndilos medial e lateral da tibia, com uma repartição de 60% (1260N) e 40% (840N), respetivamente, conforme a Figura 50.

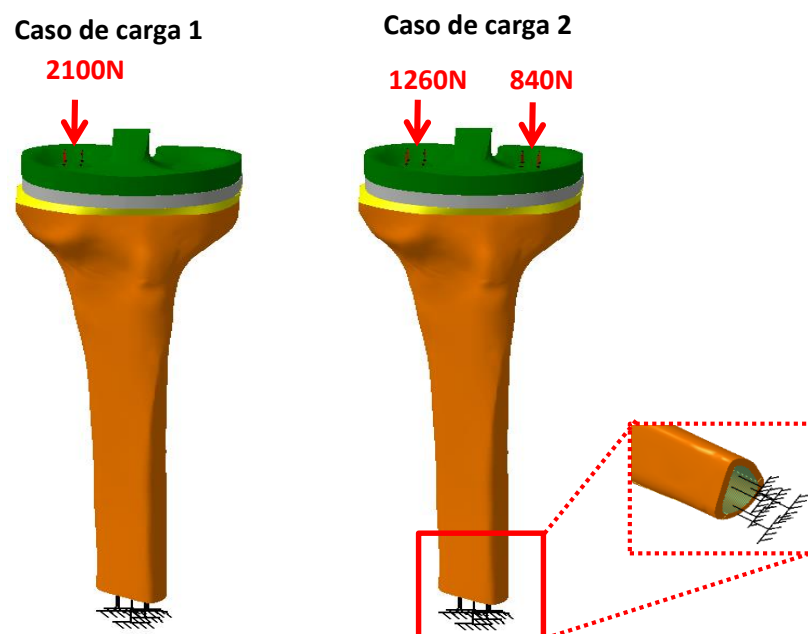


Figura 50: Representação esquemática das direções das forças e restrições aplicadas.

Numa primeira fase, procedeu-se à comparação das deformações/extensões principais no córtex entre os modelos numéricos e os experimentais desenvolvidos no capítulo anterior, nas localizações correspondentes aos quatro extensómetros utilizados nos modelos experimentais.

Desta comparação avaliou-se o nível de correlação (R^2) entre estes, assim como os desvios relativos e absolutos entre os modelos.

De seguida, analisou-se os mesmos parâmetros biomecânicos estudados nos modelos numéricos simples. Assim, foi avaliada a estabilidade do prato tibial relativamente ao osso proximal, sendo que este efeito pode ser relacionado com o surgimento de osteólise. Também foram analisadas as deformações principais máximas e mínimas no osso cortical ao longo do comprimento da haste, nos alinhamentos medial e lateral. Esta análise permitiu avaliar como as diferentes hastes alteram a repartição de carga e, assim, o estímulo mecânico no osso cortical, possibilitando a deteção de potenciais zonas de *stress-shielding* e a sua possível relação com o efeito de reabsorção óssea a longo termo. De forma idêntica, foram avaliadas as deformações principais máximas e mínimas no osso em contacto com a haste, nos alinhamentos anterior, posterior, medial e lateral, por forma a analisar o efeito de concentração de deformação na extremidade da haste e o seu possível relacionamento com a dor sentida por alguns pacientes nessa zona.

6.3 RESULTADOS

6.3.1 COMPARAÇÃO MODELOS NUMÉRICOS VERSUS EXPERIMENTAIS

Após a realização das simulações numéricas, analisaram-se os valores das deformações principais que atuam no nó mais próximo da posição da roseta do modelo experimental, no plano correspondente ao plano da roseta. Assim, para cada caso de carga, os valores médios das extensões principais, na superfície do osso cortical dos modelos experimentais, foram comparados com os valores obtidos nos modelos numéricos. Na Tabela 18 e Tabela 19 encontram-se indicados os valores das deformações principais (numérico) e os valores médios das extensões principais (experimental), assim como a diferença nominal e relativa entre eles, para o caso de carga 1, e a Tabela 20 e Tabela 21 representam os resultados para o caso de carga 2. É de referir que, de uma maneira geral, o modelo numérico apresentou deformações principais na sua maioria superiores às extensões principais do modelo experimental.

Para o caso de carga 1, a maior diferença nominal da deformação principal máxima, entre os modelos numéricos e experimentais, foi observada para o modelo sem haste, no lado lateral distal (L_{distal}), com um desvio relativo de 1359%. O modelo que apresentou a menor diferença nominal foi a haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), tendo sido observada no lado posterior (P), com um desvio relativo de 8%. Em relação às deformações principais mínimas, o modelo que exibiu a diferença nominal mais elevada, entre os modelos numéricos e experimentais, foi a haste com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), no lado lateral distal (L_{distal}), com um desvio relativo de 187%. O modelo sem haste apresentou a diferença nominal mais reduzida das deformações principais mínimas, situada no lado antero-medial (AM), com um desvio relativo de 8%.

Tabela 18: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais máximas (ϵ_1) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 1.

ϵ_1	Caso de carga 1				
Tipo de haste	Extensómetro	Numérico	Experimental	Diferença	Erro relativo (%)
Sem haste	AM	221	252	31	12%
	P	191	254	63	25%
	Ldistal	1200	-82	1118	1359%
	Mdistal	864	320	544	170%
115Ti_S	AM	291	215	76	35%
	P	215	158	57	36%
	Ldistal	1320	655	665	102%
	Mdistal	790	360	430	119%
N115PE_CoCr_C	AM	262	216	46	21%
	P	154	143	11	8%
	Ldistal	1380	433	947	219%
	Mdistal	740	350	390	111%
N115PE_CoCr	AM	297	212	85	40%
	P	155	183	-28	15%
	Ldistal	1360	388	972	251%
	Mdistal	577	359	218	61%
N115PE_Ti	AM	291	231	60	26%
	P	197	156	41	26%
	Ldistal	1290	244	1046	428%
	Mdistal	784	364	420	115%

Tabela 19: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais mínimas (ϵ_3) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 1.

ϵ_3	Caso de carga 1				
Tipo de haste	Extensómetro	Numérico	Experimental	Diferença	Erro relativo (%)
Sem haste	AM	-602	-559	43	8%
	P	-640	-545	95	17%
	Ldistal	-380	-624	244	39%
	Mdistal	-2850	-1042	1808	173%
115Ti_S	AM	-347	-492	145	29%
	P	-215	-502	287	57%
	Ldistal	-575	375	200	53%
	Mdistal	-2560	-1068	1492	140%
N115PE_CoCr_C	AM	-443	-592	149	25%
	P	-527	-438	89	20%
	Ldistal	-559	234	325	139%
	Mdistal	-2410	-986	1424	144%
N115PE_CoCr	AM	-507	-641	134	21%
	P	-537	-419	118	28%
	Ldistal	-534	322	212	66%
	Mdistal	-1880	-1054	826	78%
N115PE_Ti	AM	-572	-527	45	9%
	P	-643	-493	150	30%
	Ldistal	-476	166	310	187%
	Mdistal	-2570	-1069	1501	140%

Tabela 20: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais máximas (ϵ_1) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 2.

ϵ_1	Caso de carga 2				
Tipo de haste	Extensómetro	Numérico	Experimental	Diferença	Erro relativo (%)
Sem haste	AM	167	231	64	28%
	P	276	279	3	1%
	Ldistal	491	-307	184	60%
	Mdistal	259	230	29	12%
115Ti_S	AM	217	161	56	35%
	P	218	178	40	22%
	Ldistal	98	526	428	81%
	Mdistal	292	255	37	14%
N115PE_CoCr_C	AM	191	179	12	7%
	P	211	159	52	33%
	Ldistal	107	408	301	74%
	Mdistal	292	242	50	21%
N115PE_CoCr	AM	243	180	63	35%
	P	231	227	4	2%
	Ldistal	85	333	248	74%
	Mdistal	271	294	23	8%
N115PE_Ti	AM	220	180	40	22%
	P	238	199	39	19%
	Ldistal	80	190	111	58%
	Mdistal	273	303	30	10%

Tabela 21: Comparação entre os valores das deformações/extensões principais mínimas (ϵ_3) dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 2.

ϵ_3	Caso de carga 2				
Tipo de haste	Extensómetro	Numérico	Experimental	Diferença	Erro relativo (%)
Sem haste	AM	-180	-308	128	42%
	P	-798	-625	173	28%
	Ldistal	-57	-553	496	90%
	Mdistal	-826	-764	62	8%
115Ti_S	AM	-234	-343	109	32%
	P	-682	-496	186	38%
	Ldistal	-30	119	90	75%
	Mdistal	-952	-761	191	25%
N115PE_CoCr_C	AM	-246	-452	206	46%
	P	-667	-441	226	51%
	Ldistal	-35	-4	31	746%
	Mdistal	-952	-671	281	42%
N115PE_CoCr	AM	-228	-479	251	52%
	P	-711	-409	302	74%
	Ldistal	-38	62	24	39%
	Mdistal	-271	-759	488	64%
N115PE_Ti	AM	-237	-417	180	43%
	P	-728	-436	292	67%
	Ldistal	-42	-12	30	244%
	Mdistal	-884	-765	119	16%

Para o caso de carga 2, a maior diferença nominal da deformação principal máxima, entre os modelos numéricos e experimentais, foi observada para o modelo de haste comercial de 115mm de titânio (115Ti_S), no lado lateral distal (L_{distal}), com um desvio relativo de 81%. O modelo que apresentou a menor diferença nominal foi o modelo sem haste, tendo sido observada no lado posterior (P), com um desvio relativo de 1%. Relativamente às deformações principais mínimas, o modelo que exibiu a diferença nominal mais elevada, entre os modelos numéricos e experimentais, foi a haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), no lado lateral distal (L_{distal}), com um desvio relativo de 746%. No lado medial distal (M_{distal}), o modelo sem haste apresentou a diferença nominal mais reduzida das deformações principais mínimas, com um desvio relativo de 8%.

Realizaram-se também as regressões lineares para avaliação do nível de correlação entre as extensões experimentais e as deformações do modelo numérico. Neste contexto, foram determinadas as retas de regressão linear (Figura 51 e Figura 52) entre os resultados numéricos e experimentais, tendo sido calculado o nível de correlação (R^2), o declive e a interceção.

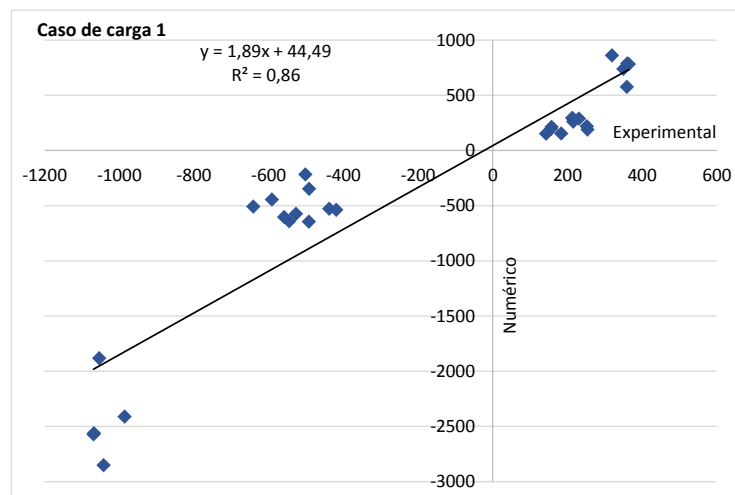


Figura 51: Reta de regressão linear entre os valores das deformações/extensões dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 1.

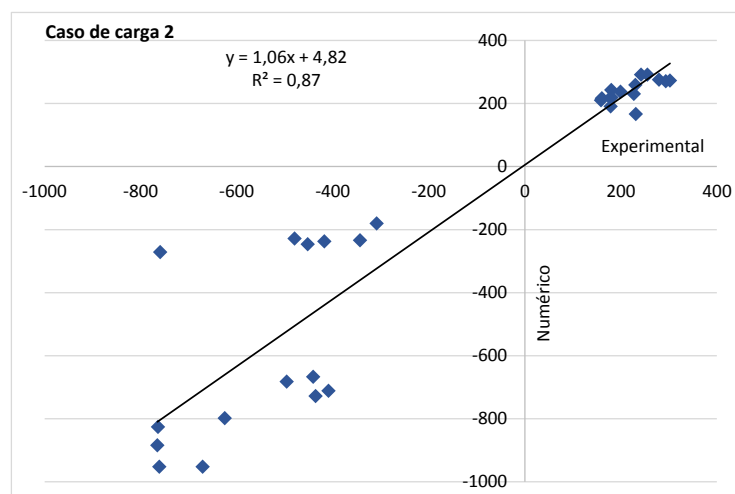


Figura 52: Reta de regressão linear entre os valores das deformações/extensões dos modelos numéricos e experimentais para o caso de carga 2.

Um valor de correlação R^2 e declive perto de 1, juntamente com um valor de intersecção pequeno indica uma boa correlação entre os valores numéricos e experimentais. Neste contexto, para o caso de carga 1, o valor de R^2 foi de 0,86 com um declive de 1,89 e um valor de intersecção de $44,49 \times 10^{-6}$ m/m. No caso de carga 2, obteve-se um R^2 ligeiramente superior de 0,87 com um declive de 1,06 e um valor de intersecção bastante mais baixo de $4,82 \times 10^{-6}$ m/m.

6.3.2 ESTABILIDADE DO PRATO TIBIAL

Na Tabela 22 encontram-se indicados os valores obtidos referentes aos micromovimentos entre o prato tibial e o córtex proximal, assim como o desvio em relação ao modelo sem haste, para as hastes em análise, em ambos os casos de carga.

É possível observar, para ambos os casos de carga, que o modelo de haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C) teve um comportamento distinto, mostrando micromovimentos proximais de menor amplitude, o que traduz um maior incremento da estabilidade em relação aos restantes modelos. Obteve-se um incremento da estabilidade em relação ao modelo sem haste de 9% no caso de carga 1 e 11%, no caso de carga 2. O modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti) distinguiu-se das restantes hastes, por fornecer os micromovimentos proximais mais elevados, com um aumento de estabilidade relativamente ao modelo sem haste de apenas 4%, para ambos os casos de carga.

Tabela 22: Micromovimentos proximais para as hastes em análise e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.

Caso de Carga	Tipo de haste	Micromovimentos proximais ($\times 10^{-3}$ mm)	Aumento da estabilidade relativamente ao modelo sem haste (%)
Caso de carga 1 2100N Medial	Sem haste	26	-
	115Ti_S	25	7%
	N115PE_CoCr	25	7%
	N115PE_Ti	25	4%
	N115PE_CoCr_C	24	9%
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	Sem haste	8	-
	115Ti_S	8	6%
	N115PE_CoCr	8	9%
	N115PE_Ti	8	4%
	N115PE_CoCr_C	7	11%

6.3.3 AVALIAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS NO OSSO ESPONJOSO

O comportamento das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , ao longo do comprimento da haste comercial, dos novos conceitos de haste e do modelo sem haste, em ambos os casos de carga, pode ser visualizado na Figura 53 e Figura 54. Apenas são apresentados os gráficos no lado lateral e anterior, uma vez que, foram os alinhamentos onde se registaram os valores de pico das deformações. Na Tabela 23 encontram-se descritos os valores de pico das deformações principais máximas e mínimas, e desvio relativamente ao modelo sem haste, para as

hastes em análise. Convém referir que os valores nominais obtidos para as deformações principais mínimas são muito superiores aos obtidos para as deformações principais máximas, sendo este comportamento coerente com o facto de a tibia estar essencialmente sujeita a esforços de compressão, por ação das forças condilares.

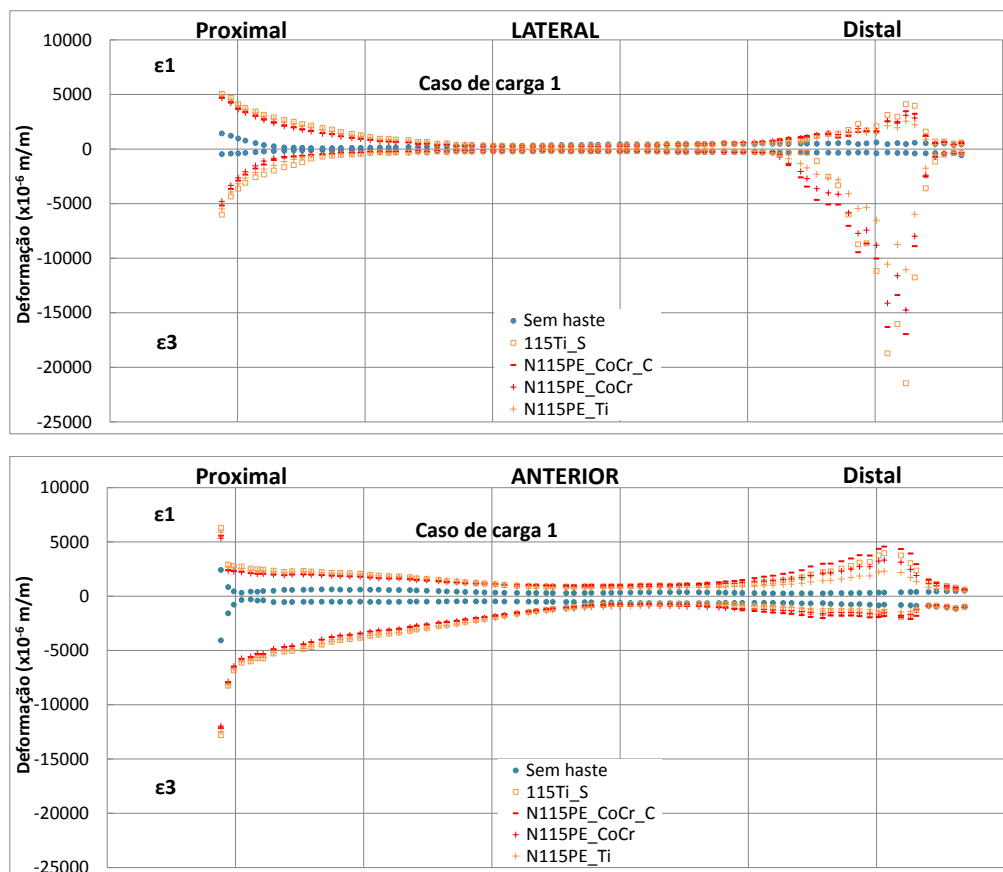


Figura 53: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral e anterior para o caso de carga 1.

Em ambos os casos de carga, observou-se que a haste comercial de 115mm de titânio (115Ti_S) e a haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C) originaram os picos de deformação mais pronunciados. Obteve-se, para ϵ_1 , no caso de carga 1, um valor nominal máximo de $4573 \times 10^{-6} \text{ m/m}$ para a haste N115PE_CoCr_C, o que representa um aumento de 12 vezes relativamente ao modelo sem haste e, para ϵ_3 , registou-se um valor nominal máximo para a haste comercial 115Ti_S, de $21455 \times 10^{-6} \text{ m/m}$, que representa um aumento de 60 vezes em relação ao modelo sem haste. No caso de carga 2, o modelo de haste comercial 115Ti_S demonstrou os maiores incrementos em relação ao modelo sem haste, tendo-se obtido, para ϵ_1 e ϵ_3 , um aumento máximo de 7 e 9,6 vezes, respetivamente. Os menores desvios em relação ao modelo sem haste foram obtidos, em ambos os casos de carga, para a haste com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), registando-se, por exemplo, no caso de carga 1, um aumento em relação ao modelo sem haste de apenas 4,5 e 30 vezes, para ϵ_1 e ϵ_3 , respetivamente.

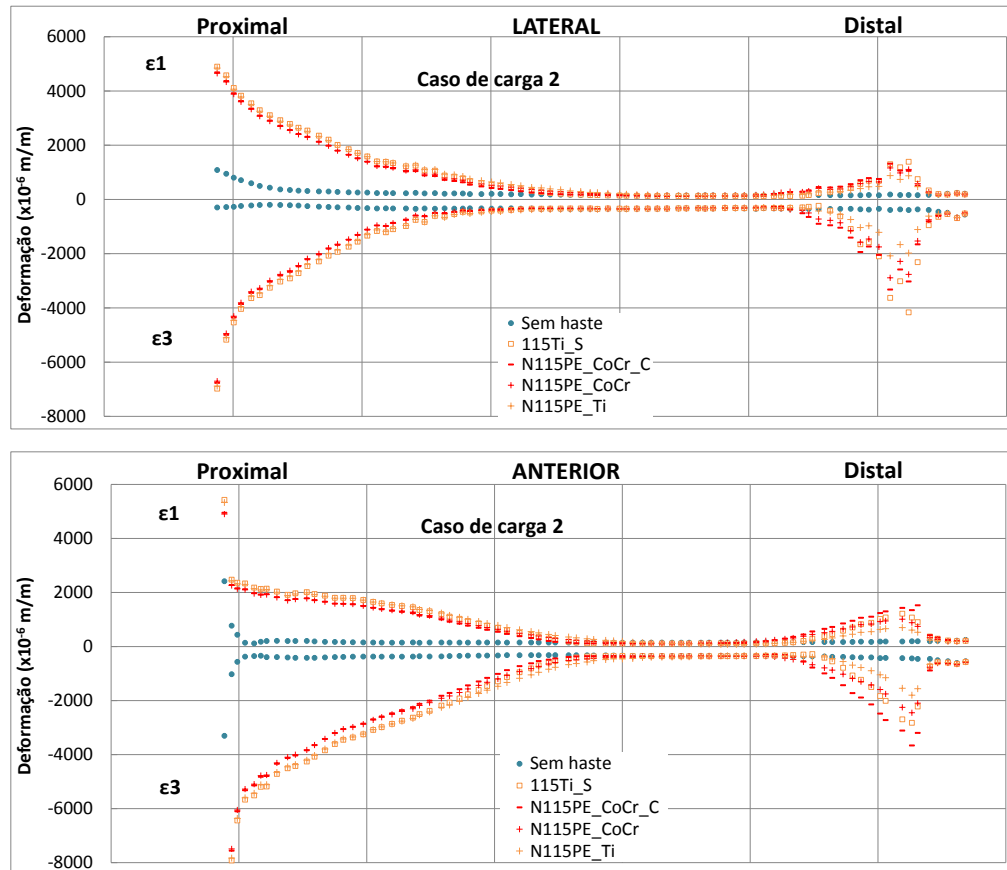


Figura 54: Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado lateral e anterior para o caso de carga 2.

Tabela 23: Valores de pico das deformações principais máximas, ϵ_1 , e mínimas, ϵ_3 , e desvio relativamente ao modelo sem haste, para ambos os casos de carga.

Caso de carga	Tipo de haste	ϵ_1 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_1 relativo a sem haste (%)	ϵ_3 ($\times 10^{-6}$ m/m)	Desvio ϵ_3 relativo a sem haste (%)	Lado (ϵ_1/ ϵ_3)
Caso de carga 1 2100N Medial	115Ti_S	4113	785%	-21455	6033%	Lateral
	N115PE_CoCr	3329	886%	-14749	4116%	Anterior/Lateral
	N115PE_Ti	2557	450%	-11057	3061%	Lateral
	N115PE_CoCr_C	4573	1255%	-16957	4747%	Anterior/Lateral
Caso de carga 2 2100N 60% Medial 40% Lateral	115Ti_S	1391	740%	-4163	966%	Lateral
	N115PE_CoCr	1162	528%	-2888	648%	
	N115PE_Ti	881	376%	-2077	438%	
	N115PE_CoCr_C	1527	676%	-3663	733%	Anterior

6.3.4 EFEITO DE *STRESS-SHIELDING* NO OSSO CORTICAL

O efeito de *stress-shielding* no osso cortical para as diferentes hastes em análise, pode ser observado através dos gráficos representados na Figura 55, para o caso de carga 1.

No lado medial, o efeito de *stress-shielding* foi sempre mais reduzido que no lado lateral, para ambos os casos de carga. Os valores mais significativos de *stress-shielding* ocorreram no caso de carga 1, com os valores mais elevados para o modelo de haste em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), seguido do modelo de haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr). Para o modelo N115PE_CoCr_C, é possível observar uma redução média das deformações principais máximas e mínimas superior a 40%, relativamente ao modelo sem haste. O efeito de *stress-shielding* é menos notado nos modelos em titânio, tendo-se registado a menor redução média das deformações principais relativamente ao modelo sem haste para o modelo de haste com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti). Para caso de carga 2, o comportamento das deformações relativamente ao modelo sem haste, foi em tudo idêntico ao observado para o caso de carga 1, no entanto, as magnitudes foram em média 15% mais reduzidas.

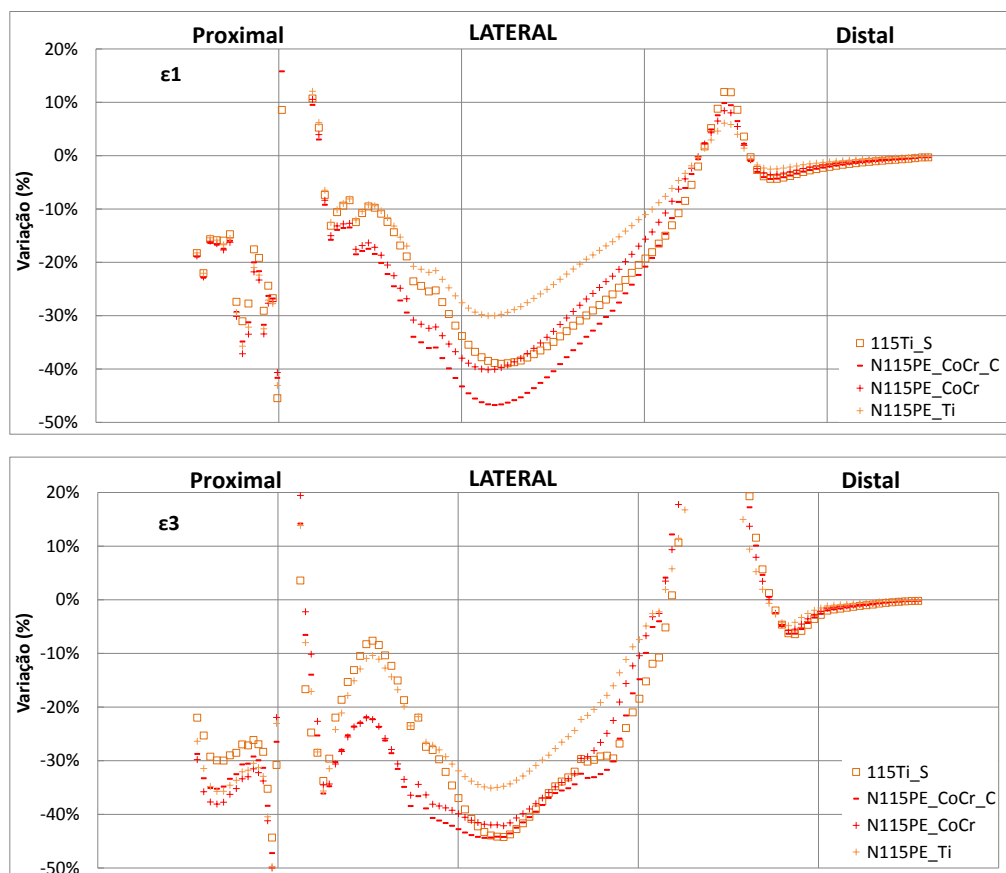


Figura 55: Efeito de *stress-shielding* no lado lateral do osso cortical para o caso de carga 1.

6.4 DISCUSSÃO

6.4.1 COMPARAÇÃO MODELOS NUMÉRICOS VERSUS EXPERIMENTAIS

Os resultados obtidos referentes à correlação das deformações/extensões principais no córtex, entre os modelos numéricos e os experimentais, exibiram valores mais baixos comparativamente a estudos precedentes que utilizaram métodos idênticos [15, 56, 75, 119]. Este facto pode estar associado ao dispositivo de carregamento utilizado nos modelos experimentais,

com recurso a um repartidor de carga rigidamente fixo sobre o componente femoral, na medida em que, este sistema não foi fielmente replicado nos modelos numéricos, sendo que nestes últimos as forças foram aplicadas diretamente sobre os côndilos tibiais. Esta situação pode ter contribuído decisivamente para uma menor correlação entre os resultados numéricos e os experimentais. Para além disso, dois dos extensómetros utilizados foram propositadamente colocados na zona da extremidade da haste, região sujeita a um forte gradiente de deformação, em que qualquer pequeno desvio entre a posição do extensómetro no modelo experimental relativamente ao local de medição no modelo numérico origina grandes diferenças, como as observadas no caso do extensómetro do lado lateral distal. No entanto, os níveis de correlação R^2 observados, 0,86 e 0,87, permitem concluir que os modelos numéricos desenvolvidos neste trabalho exibem, de uma forma geral, uma boa capacidade de replicação do comportamento estrutural dos modelos experimentais, sendo esta uma favorável indicação para a fidelidade dos resultados obtidos nos modelos numéricos.

6.4.2 ESTABILIDADE DO PRATO TIBIAL

A estabilidade do prato tibial relativamente ao córtex proximal é um fator deveras importante na revisão da ATJ, na medida em que, uma das razões evocadas para a utilização das hastes, é o facto de estas proporcionarem ao implante uma estabilidade adicional nas zonas condilares da articulação. Esta estabilidade promove a longevidade da artroplastia, uma vez que, evita os micromovimentos relativos entre os diferentes materiais envolvidos na reconstrução, ou entre estes e o osso. A instabilidade dos implantes traduz-se fisicamente pela existência de micromovimentos cíclicos, aquando da aplicação de cargas sobre estes, que dão origem, com o passar do tempo, à geração de micropartículas resultantes do processo de abrasão nas interfaces, originando um efeito de osteólise. Estas micropartículas são absorvidas pelas células necrófagas, sendo que este processo altera o seu modo de funcionamento originando reações inflamatórias no osso que dão origem à formação de um tecido fibroso. Este tecido fibroso destrói o osso nas interfaces com o implante, podendo este processo, a termo, contribuir para a perda do implante por instabilidade deste.

Tendo em consideração o efeito biológico descrito, associado à estabilidade da construção implantar, e com base nos resultados obtidos na medição da estabilidade entre o prato tibial e o córtex proximal relativamente ao modelo sem haste, o modelo de haste que mais reduziu o movimento relativo entre o implante e o osso foi o novo conceito com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), seguido do modelo com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr). O que apresentou os micromovimentos mais elevados relativamente à situação sem haste foi o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti). A haste comercial em titânio (115Ti_S) exibiu um comportamento ao nível da estabilidade entre os modelos com um núcleo metálico e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr e N115PE_Ti).

6.4.3 AVALIAÇÃO DAS DEFORMAÇÕES PRINCIPAIS NO OSSO ESPONJOSO

A avaliação das deformações principais no osso em contacto com a haste evidencia claramente um efeito de forte gradiente de deformações na zona da extremidade da haste, tendo sido observado mais fortemente no lado lateral e anterior. Este efeito foi já relatado num estudo anterior de Completo et al. [89], no qual os autores analisaram, recorrendo a modelos numéricos, as deformações no osso em contacto com hastes de CoCr e titânio, onde o mesmo efeito de fulcro (forte gradiente) foi observado na zona da extremidade das hastes.

Na avaliação comparativa dos modelos analisados, foi possível observar que, independentemente da geometria e material da haste, todos os modelos exibiram níveis de deformações principais relativamente idênticos na zona mais proximal, sendo este comportamento bem distinto da região distal, na zona da extremidade da haste, onde todos os modelos com haste exibiram picos de deformação visivelmente distintos entre si e bem diferentes do observado no modelo sem haste. A haste comercial de titânio (115Ti_S) foi aquela que mostrou os picos de deformação mais elevados na zona da extremidade da haste relativamente à situação sem haste. Todos os novos conceitos de haste analisados originaram picos de deformação mais reduzidos nessa região, pelo que estes parecem contribuir para a redução do efeito de fulcro (pressão localizada) exercido pela extremidade da haste no osso. Isto pode ser explicado pelo facto de todas as novas hastes, apesar das suas geometrias distintas, terem na zona da sua extremidade o polietileno como material em contacto com o osso, que apresenta um módulo de elasticidade mais baixo relativamente à haste comercial toda em titânio. Esta rigidez inferior da extremidade contribui para uma redução mais gradual da rigidez à flexão da haste, reduzindo o efeito de fulcro, e, por conseguinte, o foco de pressão sobre o osso na região da extremidade, quando comparada com a haste comercial em titânio monobloco. Este efeito foi já evidenciando num estudo experimental anterior, em que Completo et al. [93] ensaiaram uma haste *press-fit* em titânio com uma extremidade de 15mm em polietileno. Esta exibiu uma menor alteração das extensões na sua extremidade quando comparada com a mesma haste comercial de titânio (115Ti_S) utilizada neste estudo. Dos três novos conceitos analisados, o que menores picos de deformação gerou na zona da sua extremidade relativamente ao modelo sem haste foi o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), seguido do modelo geometricamente idêntico a este último mas com um núcleo em CoCr (N115PE_CoCr), sendo que o que apresentou os maiores picos de deformação relativamente ao modelo sem haste foi o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). Estes resultados estão perfeitamente em concordância com os das extensões obtidos previamente com os modelos experimentais, no extensómetro na posição lateral distal, o que de certa forma demonstra a confiabilidade destes modelos numéricos.

Relatos clínicos sugerem que o material e a geometria da haste são provavelmente fatores importantes no desenvolvimento da dor na sua extremidade após a revisão da ATJ [76], sendo que este efeito pode estar relacionado com a atividade osteoblástica mais intensa nessa região, conduzindo à dor e a uma hipertrofia óssea acentuada nessa zona, uma vez que, o aumento da carga ao nível ósseo estimula localmente este tipo de atividade [85]. Este efeito pode conduzir igualmente a uma ossificação acentuada na extremidade da haste [86]. Completo et al. [87], mostraram que a região de maior concentração de tensões se situa em torno da região distal da

haste, o que veio confirmar os resultados da atividade osteoblástica apresentados por Fonseca et al. [85]. Assim, pode-se supor que existe uma relação entre a dor sentida e o campo das tensões-deformações nos tecidos ósseos em contacto com a haste. Tendo em consideração este efeito, e tendo como base a análise realizada às deformações no osso adjacente à extremidade da haste, os novos conceitos de haste com núcleo em titânio ou CoCr e perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti ou N115PE_CoCr) apresentam claramente uma vantagem relativamente ao modelo de haste comercial analisado, podendo estes novos conceitos serem uma boa opção para a redução do efeito de fulcro provocado pela extremidade da haste no osso adjacente.

6.4.4 EFEITO DE *STRESS-SHIELDING* NO OSSO CORTICAL

A análise ao efeito das diferentes hastes no estado de deformação no osso cortical evidencia que todos os modelos com haste originaram uma redução dos níveis das deformações principais relativamente ao modelo sem haste, com a exceção da zona da extremidade. Este mesmo efeito já tinha sido evidenciado nos resultados dos modelos experimentais para os dois extensómetros proximais (AM e P), o que está em perfeita coerência com os resultados observados nestes modelos numéricos. Igualmente num estudo experimental anterior realizado por Completo et al. [94] foi observada uma redução do nível de deformação no córtex da tibia implantada com diferentes tipos de hastes intramedulares. Esta diminuição relativamente à situação sem haste é designada por efeito de *stress-shielding*, em que a introdução da haste altera a forma como se dá a distribuição de carga ao longo da tibia, originando zonas com um decréscimo dos níveis de deformação e, consequentemente, da capacidade de estimulação mecânica das células ósseas nessas regiões. A diminuição generalizada das deformações no córtex da tibia, sendo que em alguns casos esta redução foi superior a 30% comparativamente com a condição sem haste, pode conduzir a uma possível alteração do processo de remodelação óssea nessas regiões, devido à inferior solicitação mecânica, o que poderá originar, a termo, um risco de perda de densidade óssea nessas zonas [115], colocando em causa a capacidade de suporte da tibia a longo termo.

Dos três novos conceitos de haste analisados, o que originou a menor redução dos níveis das deformações principais no córtex ao longo da haste, relativamente ao modelo sem haste, foi o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), seguido do modelo geometricamente idêntico a este último mas com um núcleo em CoCr (N115PE_CoCr), sendo o que apresentou a maior redução dos níveis das deformações no osso cortical, o modelo com um núcleo em CoCr com a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C). A haste comercial em titânio (115Ti_S) exibiu um comportamento bastante próximo ao do novo conceito de haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr).

Tendo em consideração que o efeito de *stress-shielding* está relacionado com um efeito de alteração do processo de remodelação óssea [115], e que este pode conduzir a uma perda da densidade óssea nessas regiões, com o comprometimento da capacidade de suporte do osso a termo, os resultados das deformações no córtex para os novos conceitos de haste aqui analisados aparentam indicar que o melhor compromisso para a redução deste risco se encontra nos modelos com um núcleo em titânio ou CoCr e um perímetro de polietileno de 3mm de espessura (N115PE_Ti ou N115PE_CoCr). No entanto, convém ressaltar que o modelo com o núcleo em CoCr

(N115PE_CoCr) apresenta um comportamento relativamente idêntico ao da haste comercial, não apresentando uma vantagem tão importante como a identificada para o modelo geometricamente idêntico mas em titânio (N115PE_Ti).

Em termos globais, e tendo em conta os diferentes efeitos clínicos e biológicos descritos, que podem ser associados aos diferentes parâmetros biomecânicos previamente analisados, podemos dizer que, relativamente aos novos conceitos de haste desenvolvidos no âmbito deste trabalho, o modelo de haste que melhor parece assegurar um compromisso entre os diferentes parâmetros biomecânicos é o modelo com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno de 3mm de espessura (N115PE_CoCr). Isto porque, este modelo foi o segundo melhor em termos da redução do efeito de fulcro produzido pela extremidade da haste no osso (podendo este efeito ser associado à dor sentida por alguns pacientes nessa região), o segundo mais vantajoso na redução do efeito de *stress-shielding* (já que o mesmo pode estar relacionado com o problema de reabsorção óssea a longo termo) e, finalmente, o segundo melhor em termos da estabilidade adicional fornecida ao prato tibial, podendo este efeito estar associado à osteólise.

Capítulo 7

7 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Foi objetivo desta dissertação o desenvolvimento de um novo conceito de haste intramedular para a cirurgia de revisão da ATJ, com o intuito de minimizar os efeitos negativos da utilização de hastes, referenciados ao longo deste trabalho como a estabilidade do implante, podendo este parâmetro estar relacionado com o surgimento de osteólise, o efeito de sobrecarga localizada na região da extremidade da haste, já que o mesmo pode estar associado à dor sentida por alguns pacientes nessa zona, e o efeito de *stress-shielding* e a sua possível relação com o efeito de reabsorção óssea a longo termo. Todas as análises realizadas ao longo desta dissertação foram feitas tendo em conta dois casos de carga, em que o primeiro caso é representativo da presença de movimentos rápidos do joelho ou desalinhamento "varo" e o segundo caso é representativo de uma condição de carga fisiológica normal durante a marcha.

Na primeira fase deste trabalho, procurou-se avaliar, com recurso a modelos numéricos elementares, como os diferentes parâmetros das hastes *press-fit* (comprimento, rigidez e geometria da extremidade da haste) influenciam os diferentes fatores biomecânicos descritos e a sua associação a fatores clínicos e biológicos. Com esta análise preliminar foi possível concluir, que o aumento do comprimento da haste conduz a um incremento da estabilidade do prato tibial em relação ao osso do córtex proximal, assim como ao aumento do efeito do fenómeno de *stress-shielding* no osso cortical. Por outro lado, levou a um ligeiro decréscimo dos picos das deformações principais no osso esponjoso na zona da extremidade da haste. O incremento da rigidez do material da haste exibiu, por uma lado, uma tendência de decréscimo dos micromovimentos proximais e, por outro lado, um aumento na magnitude dos picos das deformações e potenciamento do efeito de *stress-shielding*. A alteração da geometria da extremidade da haste, com a presença de uma extremidade de baixa rigidez (com rasgos), apresentou uma predisposição para aumento dos micromovimentos proximais e uma tendência de diminuição dos picos das deformações principais e da magnitude do efeito de *stress-shielding*. Ainda nesta fase do trabalho, foram desenvolvidos cinco novos conceitos de haste *press-fit*, visando reduzir o efeito de sobrecarga localizada na região da extremidade da haste, sem comprometer a sua estabilidade e a transferência de carga induzida pelo prato tibial ao córtex proximal. Desta avaliação foram selecionados três novos conceitos de haste: o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C), o modelo com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr), e o modelo que é geometricamente idêntico a este último mas com um núcleo em titânio (N115PE_Ti).

Na fase posterior, estes novos conceitos de haste foram fabricados e avaliados experimentalmente através de cirurgias *in-vitro*, recorrendo a uma tibia em material compósito. Com recurso a extensometria, avaliou-se como estas novas propostas alteram o comportamento do córtex na região proximal, assim como na zona da extremidade da haste, relativamente à haste

comercial. Da comparação dos três novos conceitos de haste com a haste comercial, concluiu-se que as novas hastes originaram menores alterações das extensões relativamente à situação sem haste, pelo que aparentam contribuir para reduzir o efeito de fulcro exercido pela extremidade da haste no córtex. O facto das novas propostas de hastes terem o polietileno em contacto com o osso na zona da sua extremidade, ao contrário da haste comercial que é integralmente de metal, contribuiu para uma redução mais gradual da rigidez à flexão da haste, diminuindo o efeito de fulcro e, consequentemente, o foco de pressão sobre o osso na região da extremidade. O modelo que originou as menores variações das extensões na extremidade da haste relativamente ao modelo sem haste foi o modelo com um núcleo em titânio e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_Ti), seguido do modelo geometricamente idêntico a este último mas com um núcleo em CoCr (N115PE_CoCr), sendo o que apresentou as maiores variações relativamente ao modelo sem haste, o modelo com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C).

Por fim, com recurso a modelos de elementos finitos que replicaram os experimentais, foi possível avaliar parâmetros biomecânicos complementares. Os níveis de correlação obtidos entre os modelos numéricos e os experimentais sugeriram uma boa indicação de fidelidade dos resultados obtidos nos modelos numéricos. Esta análise permitiu hierarquizar os diferentes comportamentos dos novos conceitos de haste, tornando-se evidente que as hastes com núcleos em metal (CoCr e Ti) e perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr e N115PE_Ti) foram as que apresentaram um melhor comportamento, em termos da redução do efeito de *stress-shielding* e diminuição do efeito de sobrecarga localizada na zona da extremidade da haste, enquanto a haste com um núcleo em CoCr e a extremidade com uma espessura de 5mm de polietileno (N115PE_CoCr_C) foi aquela que garantiu a maior estabilidade ao prato tibial.

Com base nos resultados experimentais e numéricos e tendo-se verificado que nenhum dos novos conceitos de haste assegura por si só os melhores resultados para os diferentes parâmetros biomecânicos analisados, tornou-se necessário identificar aquele que poderia assegurar o melhor compromisso entre estes. Assim, podemos afirmar que o modelo que melhor assegura esse compromisso é a haste com um núcleo em CoCr e um perímetro de polietileno com 3mm de espessura (N115PE_CoCr).

No entanto, estes resultados apesar de serem uma forte indicação para o novo conceito de haste, que assegura um melhor desempenho relativamente ao modelo comercial, este necessita obrigatoriamente de passar por estudos mais próximos da realidade física e biológica. Assim, numa perspetiva de trabalhos futuros, será necessário a realização de ensaios estáticos e dinâmicos *in-vitro*, recorrendo à tibia de cadáver. Num estágio seguinte, é imprescindível a experimentação clínica *in-vivo*, por forma a se proceder à efetiva avaliação do efeito de dor sentida por alguns pacientes, do potencial efeito de reabsorção óssea a termo, assim como do eventual processo de osteólise.

Capítulo 8

8 REFERÊNCIAS

- [1] Moore K. L., Dalley A. F., Anatomia Orientada Para a Clínica, Guanabara Koogan, 2001.
- [2] Francone C. A., Jacob S. W., Losson W. J., Anatomia e Fisiologia Humana, Guanabara, 1990.
- [3] Palastanga N., Field D., Soames R., De Oliveira N. G., Anatomia e movimento humano: estrutura e função, Manole, 2000.
- [4] Junior M. T., Fancello E. A., Roesler C. R., More A. D., Simulação Numérica tridimensional mecânica do joelho humano. Acta Ortopedica Brasileira, vol.17, n.2, pp. 18-23, 2009.
- [5] Crowther C. L., Primary orthopedic care, Mosby, 2004.
- [6] Silva A. F. (2009). Atlas Básico de Anatomia-Osteologia Sistema Esquelético. <http://pt.slideshare.net/projetacursosba/atlas-bsico-de-anatomia-8629507> (10/2013)
- [7] Fritz J., Janssen P., Gaissmaier C., Schewe B., Weise K., Articular cartilage defects in the knee--basics, therapies and results. Injury, vol. 39 Suppl 1, pp. S50-7, 2008.
- [8] Hamill J., Knutzen K. M., Bases biomecânicas do movimento humano, Manole, 2008.
- [9] Hall S. J., Biomecânica Básica, Guanabara
- [10] Tözeren A., Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement, U.S. Government Printing Office, 2000.
- [11] Saladin K., Anatomy & Physiology: The Unity of Form and Function, McGraw-Hill Education, 2011.
- [12] Beynnon B., Yu J., Huston D., Fleming B., Johnson R., Haugh L., et al., A sagittal plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis. Journal of Biomechanical Engineering, vol. 118, pp. 227-39, 1996.
- [13] Seeley R. R., Stephens T. D., Tate P., Anatomy and Physiology, McGraw-Hill Education, 2003.
- [14] Palastanga N. P., Soames R., Anatomy and human movement: structure and function, Churchill Livingstone, 2011.
- [15] Completo A., Tese de Doutorado – Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho. Universidade de Aveiro, 2006.
- [16] Nordin M., Frankel V. H., Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [17] Fonseca F., Completo A., Fundamentos de biomecânica: músculo-esquelética e ortopédica, Publindústria.
- [18] Faller A., Schünke M., Schünke G., Taub E., The Human Body: An Introduction to Structure and Function, Thieme, 2004.
- [19] VanPutte C. L., Seeley R. R., Regan J. L., Russo A. F., Seeley's Anatomy and Physiology, McGraw-Hill Companies, 2011.

- [20] Morrison J. B., The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics*, vol. 3, pp. 51-61, 1970.
- [21] Proença J. A., *Ortopedia Traumatologia – Noções Essenciais*, 2008.
- [22] Completo A., Fonseca F., Simões J. A., Avaliação experimental do efeito de "strain shielding" no fémur distal induzido pela utilização de hastes na revisão da artroplastia total do joelho. *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, vol. 15, pp. 51-72, 2008.
- [23] Malik A., Salas A., Ari J. B., Ma Y., Valle A. G. D., Range of motion and function are similar in patients undergoing TKA with posterior stabilised and high-flexion inserts. *International Orthopaedics (SICOT)*, vol. 34, pp. 965-972, 2010.
- [24] Bartel D. L., Burstein A. H., Santavicca E. A., Insall J. N., Performance of the tibial component in total knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 64, pp. 1026-33, 1982.
- [25] Rand J. A., Ilstrup D. M., Survivorship analysis of total knee arthroplasty. Cumulative rates of survival of 9200 total knee arthroplasties. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 73, pp. 397-409, 1991.
- [26] Rand J. A., Modularity in total knee arthroplasty. *Acta Orthopaedica Belgica*, vol. 62 Suppl 1, pp. 180-6, 1996.
- [27] Fosco M., Ayad R. B., Amendola L., Dallari D., Tigani D., Management of Bone Loss in Primary and Revision Knee Replacement Surgery.
- [28] Completo A., Fonseca F., Simoes J. A., Strain shielding in proximal tibia of stemmed knee prosthesis: experimental study. *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 560-6, 2008.
- [29] Silva P., Prótese total do joelho- a história da arte: revisão bibliográfica. Master's Thesis, Universidade da Beira Interior, 2010.
- [30] Joelho. http://ortoeste.com.br/p_joelho.htm (10/2013)
- [31] Walker P. S., Sathasivam S., Design forms of total knee replacement. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of engineering in medicine*, vol. 214, pp. 101-19, 2000.
- [32] Pécora J., Infecção nas artroplastias do joelho. *Revista do Joelho*, 2006.
- [33] Bertin K. C., Freeman M. A., Samuelson K. M., Ratcliffe S. S., Todd R. C., Stemmed revision arthroplasty for aseptic loosening of total knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 67, pp. 242-8, 1985.
- [34] Donaldson W. F., Sculco T. P., Insall J. N., Ranawat C. S., Total condylar III knee prosthesis. Long-term follow-up study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 21-8, 1988.
- [35] Bourne R. B., Crawford H. A., Principles of revision total knee arthroplasty. *The Orthopedic Clinics of North America*, vol. 29, pp. 331-337, 1998.
- [36] Bourne R. B., Kirk P. G., Revision total knee arthroplasty. *Current Orthopaedics*, vol. 6, pp. 54-59, 1992.
- [37] Dennis D. A., A stepwise approach to revision total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, vol. 22, pp. 32-8, 2007.

- [38] Engh G. A., Ammeen D. J., Bone loss with revision total knee arthroplasty: defect classification and alternatives for reconstruction. *Instructional Course Lectures*, vol. 48, pp. 167-75, 1999.
- [39] Completo A., Simoes J. A., Fonseca F., Revision total knee arthroplasty: the influence of femoral stems in load sharing and stability. *Knee*, vol. 16, pp. 275-9, 2009.
- [40] Engh G., Classification of Bone Defects Femur and Tibia. in *Knee Arthroplasty Handbook*, Springer New York, pp. 116-132, 2006.
- [41] Qiu Y. Y., Yan C. H., Chiu K. Y., Ng F. Y., Review article: Treatments for bone loss in revision total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, vol. 20, pp. 78-86, 2012.
- [42] Completo A., Duarte R., Fonseca F., Simoes J. A., Ramos A., Relvas C., Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, vol. 28, pp. 291-8, 2013.
- [43] Yan C. H., Chiu K. Y., Ng T. P., Ng F. Y., Revision total hip arthroplasty with femoral impaction bone grafting. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, vol. 18, pp. 303-8, 2010.
- [44] Mabry T. M., Hanssen A. D., The role of stems and augments for bone loss in revision knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 22, pp. 56-60, 2007.
- [45] Lotke P. A., Carolan G. F., Puri N., Impaction grafting for bone defects in revision total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 446, pp. 99-103, 2006.
- [46] Dennis D. A., Little L. R., The structural allograft composite in revision total knee arthroplasty. *Orthopedics*, vol. 28, pp. 1005-7, 2005.
- [47] Backstein D., Safir O., Gross A., Management of bone loss: structural grafts in revision total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 446, pp. 104-12, 2006.
- [48] Lotke P. A., Carolan G. F., Puri N., Technique for impaction bone grafting of large bone defects in revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 21, pp. 57-60, 2006.
- [49] Suarez-Suarez M. A., Murcia A., Maestro A., Filling of segmental bone defects in revision knee arthroplasty using morsellized bone grafts contained within a metal mesh. *Acta Orthop Belg*, vol. 68, pp. 163-7, 2002.
- [50] Radnay C. S., Scuderi G. R., Management of bone loss: augments, cones, offset stems. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 446, pp. 83-92, 2006.
- [51] Addressing bone loss with porous-coated metaphyseal sleeves. http://www.healio.com/orthopedics/education-lab/2011/05_may/aaos-2011-focus-redefining-success-in-revision-tka-surgery/article-1 (11/2013)
- [52] Completo A., Simões J. A., Fonseca F., Experimental Evaluation of Strain Shielding in Distal Femur in Revision TKA. *Experimental Mechanics*, vol. 48, pp. 817-824, 2008.
- [53] Van Lenthe G. H., Willems M. M., Verdonchot N., De Waal Malefijt M. C., Huiskes R., Stemmed femoral knee prostheses: effects of prosthetic design and fixation on bone loss. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, vol. 73, pp. 630-7, 2002.
- [54] Nazarian D. G., Mehta S., Booth R. E., A comparison of stemmed and unstemmed components in revision knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 256-62, 2002.

- [55] Stern S. H., Insall J. N., Posterior stabilized prosthesis. Results after follow-up of nine to twelve years. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 74, pp. 980-6, 1992.
- [56] Silva I., Estudo experimental das tensões no osso na revisão da artroplastia total do joelho com haste press-fit. . Master's thesis, Universidade de Aveiro, 2008.
- [57] Barrack R. L., Rorabeck C., Burt M., Sawhney J., Pain at the end of the stem after revision total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 216-25, 1999.
- [58] Peters C. L., Erickson J., Kloepper R. G., Mohr R. A., Revision total knee arthroplasty with modular components inserted with metaphyseal cement and stems without cement. *Journal of Arthroplasty*, vol. 20, pp. 302-308, 2005.
- [59] Kimpton C. I., Crocombe A. D., Bradley W. N., Gavin Huw Owen B., Analysis of stem tip pain in revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 28, pp. 971-7, 2013.
- [60] Rego A., Estudo Experimental do Efeito das Hastes Femorais na Tíbia na RATJ. Master's Degree, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, 2008.
- [61] Haas S. B., Insall J. N., Montgomery W., Windsor R. E., Revision total knee arthroplasty with use of modular components with stems inserted without cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 77, pp. 1700-7, 1995.
- [62] Wood G. C., Naudie D. D., MacDonald S. J., McCalden R. W., Bourne R. B., Results of press-fit stems in revision knee arthroplasties. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 467, pp. 810-7, 2009.
- [63] Vince K. G., Long W., Revision knee arthroplasty. The limits of press fit medullary fixation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 172-7, 1995.
- [64] Stern S. H., Wills R. D., Gilbert J. L., The effect of tibial stem design on component micromotion in knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 44-52, 1997.
- [65] Belmar C., Barth P. C., Lonner J. H., Lotke P. A., The use of fully cemented stems in revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 14, p. 263, 1999.
- [66] Peters C. L., Hennessey R., Barden R. M., Galante J. O., Rosenberg A. G., Revision total knee arthroplasty with a cemented posterior-stabilized or constrained condylar prosthesis: a minimum 3-year and average 5-year follow-up study. *Journal of Arthroplasty*, vol. 12, pp. 896-903, 1997.
- [67] Murray P. B., Rand J. A., Hanssen A. D., Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 116-23, 1994.
- [68] Jazrawi L. M., Bai B., Kummer F. J., Hiebert R., Stuchin S. A., The effect of stem modularity and mode of fixation on tibial component stability in revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 16, pp. 759-67, 2001.
- [69] Albrektsson B. E., Ryd L., Carlsson L. V., Freeman M. A., Herberts P., Regner L., et al., The effect of a stem on the tibial component of knee arthroplasty. A roentgen stereophotogrammetric study of uncemented tibial components in the Freeman-Samuelson knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 72, pp. 252-8, Mar 1990.
- [70] Yoshii I., Whiteside L. A., Milliano M. T., White S. E., The effect of central stem and stem length on micromovement of the tibial tray. *Journal of Arthroplasty*, vol. 7 Suppl, pp. 433-8, 1992.

- [71] Whaley A. L., Trousdale R. T., Rand J. A., Hanssen A. D., Cemented long-stem revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 18, pp. 592-9, 2003.
- [72] Shannon B. D., Klassen J. F., Rand J. A., Berry D. J., Trousdale R. T., Revision total knee arthroplasty with cemented components and uncemented intramedullary stems. *Journal of Arthroplasty*, vol. 18, pp. 27-32, 2003.
- [73] Mabry T. M., Vessely M. B., Schleck C. D., Harmsen W. S., Berry D. J., Revision Total Knee Arthroplasty With Modular Cemented Stems: Long-Term Follow-Up. *Journal of Arthroplasty*, vol. 22, pp. 100-105, 2007.
- [74] Meneghini R. M., Lewallen D. G., Hanssen A. D., Use of porous tantalum metaphyseal cones for severe tibial bone loss during revision total knee replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 90, pp. 78-84, 2008.
- [75] Completo A., Simoes J. A., Fonseca F., Oliveira M., The influence of different tibial stem designs in load sharing and stability at the cement-bone interface in revision TKA. *Knee*, vol. 15, pp. 227-32, 2008.
- [76] Barrack R. L., Stanley T., Burt M., Hopkins S., The effect of stem design on end-of-stem pain in revision total knee arthroplasty. *Journl of Arthroplasty*, vol. 19, pp. 119-24, 2004.
- [77] Peters C. L., Erickson J., Kloepper R. G., Mohr R. A., Revision total knee arthroplasty with modular components inserted with metaphyseal cement and stems without cement. *Journal of Arthroplasty*, vol. 20, pp. 302-8, 2005.
- [78] Gofton W. T., Tsigaras H., Butler R. A., Patterson J. J., Barrack R. L., Rorabeck C. H., Revision total knee arthroplasty: fixation with modular stems. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 158-68, 2002.
- [79] Parsley B. S., Sugano N., Bertolusso R., Conditt M. A., Mechanical alignment of tibial stems in revision total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, vol. 18, pp. 33-6, 2003.
- [80] Glenn J. C., Sokoloski S. N., Damer B. M., Tabit J. M., Tibia pain at end of stem with stemmed revision total knee arthroplasty: treatment with cortical strut graft technique. *Journal of Arthroplasty*, vol. 25, pp. 497 e1-5, 2010.
- [81] Completo A., Fonseca F., Simões J. A., Estudo numérico da biomecânica da componente tibial da artroplastia do joelho. 2005.
- [82] Zwas S. T., Elkanovitch R., Frank G., Interpretation and classification of bone scintigraphic findings in stress fractures. *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 28, pp. 452-7, 1987.
- [83] Mach D. B., Rogers S. D., Sabino M. C., Luger N. M., Schwei M. J., Pomonis J. D., et al., Origins of skeletal pain: sensory and sympathetic innervation of the mouse femur. *Neuroscience*, vol. 113, pp. 155-66, 2002.
- [84] Parks N. L., Topoleski L. D. T., Revision total knee implants: materials and design considerations,. In Engh GA, Rorabeck CH, (eds). *Revision total knee arthroplasty*, Williams & Wilkins, Baltimore., p. 121, 1997.
- [85] Fonseca F., Lucas F., Pires A., Barreto M., Marques A., Revisão de PTJ charneira por PTJ deslizamento-Caso clínico. XVII Congresso Nacional de Ortopedia e Traumatologia, Porto, 1998.
- [86] Dye S. F., Chew M. H., The use of scintigraphy to detect increased osseous metabolic activity about the knee. *Instructional Course Lectures*, vol. 43, pp. 453-69, 1994.

- [87] Completo A., Fonseca F., Simoes J. A., Dor na extremidade da haste do prato tibial na artroplastia do joelho e sua relação com efeitos de origem mecânica. Martinchel, Abrantes, 2005.
- [88] Kim Y. H., Kwon O. S., Kim K., Analysis of biomechanical effect of stem-end design in revision TKA using Digital Korean model. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 23, pp. 853-8, 2008.
- [89] Completo A., Talaia P., Fonseca F., Simões J. A., Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain. *Materials and Design*, vol. 30, pp. 1391-1397, 2009.
- [90] Head W. C., Wagner R. A., Emerson R. H. J., Malinin T. I., Restoration of femoral bone stock in revision total hip arthroplasty. *The Orthopedic Clinics of North America*, vol. 24, pp. 697-703, 1993.
- [91] Pak J. H., Paprosky W. G., Jablonsky W. S., Lawrence J. M., Femoral strut allografts in cementless revision total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 172-8, 1993.
- [92] Cook S. D., Barrack R. L., Santman M., Patron L. P., Salkeld S. L., Whitecloud T. S., The Otto Aufranc Award. Strut allograft healing to the femur with recombinant human osteogenic protein-1. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 47-57, 2000.
- [93] Completo A., Fonseca F., Simoes J. A., Ramos A., Relvas C., A new press-fit stem concept to reduce the risk of end-of-stem pain at revision TKA: a pre-clinical study. *Knee*, vol. 19, pp. 537-42, 2012.
- [94] Completo A., Fonseca F., Simoes J. A., Finite element and experimental cortex strains of the intact and implanted tibia. *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 129, pp. 791-7, 2007.
- [95] Bourne R. B., Finlay J. B., The influence of tibial component intramedullary stems and implant-cortex contact on the strain distribution of the proximal tibia following total knee arthroplasty. An in vitro study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 95-9, 1986.
- [96] Reilly D., Walker P. S., Ben-Dov M., Ewald F. C., Effects of tibial components on load transfer in the upper tibia. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, pp. 273-82, 1982.
- [97] Completo A., Rego A., Fonseca F., Ramos A., Relvas C., Simoes J. A., Biomechanical evaluation of proximal tibia behaviour with the use of femoral stems in revision TKA: an in vitro and finite element analysis. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), vol. 25, pp. 159-65, 2010.
- [98] Ramos A., Simoes J. A., Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical Engineering and Physics*, vol. 28, pp. 916-24, 2006.
- [99] Shirazi-Adl A., Dammak M., Paiement G., Experimental determination of friction characteristics at the trabecular bone/porous-coated metal interface in cementless implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 27, pp. 167-75, 1993.
- [100] Rancourt D., Shirazi-Adl A., Drouin G., Paiement G., Friction properties of the interface between porous-surfaced metals and tibial cancellous bone. *Journal of Biomedical Materials Research*, vol. 24, pp. 1503-19, 1990.

- [101] Viceconti M., Muccini R., Bernakiewicz M., Baleani M., Cristofolini L., Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1611-8, 2000.
- [102] Fessler H., Fricker D. C., Friction in femoral prosthesis and photoelastic model cone taper joints. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 203, pp. 1-14, 1989.
- [103] Completo A., Fonseca F., Simões J. A., Modelo numérico e experimental da tíbia intacta e com componente tibial da prótese do joelho. 2006.
- [104] Reilly D. T., Burstein A. H., The Mechanical Properties of Cortical Bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 56, pp. 1001-1022, 1974.
- [105] Reilly D. T., Burstein A. H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of Biomechanics*, vol. 8, pp. 393-405, 1975.
- [106] Bayraktar H. H., Morgan E. F., Niebur G. L., Morris G. E., Wong E. K., Keaveny T. M., Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *Journal of Biomechanics*, vol. 37, pp. 27-35, Jan 2004.
- [107] Gibson L. J., The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, vol. 18, pp. 317-328, 1985.
- [108] Ashman R. B., Rho J. Y., Turner C. H., Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. *Journal of Biomechanics*, vol. 22, pp. 895-900, 1989.
- [109] Morgan E. F., Keaveny T. M., Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 569-77, 2001.
- [110] Kopperdahl D. L., Keaveny T. M., Yield strain behavior of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*, vol. 31, pp. 601-8, 1998.
- [111] Morgan E. F., Bayraktar H. H., Keaveny T. M., Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site. *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 897-904, 2003.
- [112] Andriacchi T. P., Dynamics of knee malalignment. *The Orthopedic Clinics of North America*, vol. 25, pp. 395-403, 1994.
- [113] Harrington I. J., A bioengineering analysis of force actions at the knee in normal and pathological gait. *Biomedical Engineering*, vol. 11, pp. 167-72, 1976.
- [114] Henderson A., Schmidt J., Ploeg H., Deluzio K., Dunbar M., Finite element & in-vitro testing of tibial stem length in revision total knee arthroplasty.
- [115] Frost H. M., Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*, vol. 19, pp. 257-71, 1992.
- [116] Cristofolini L., Viceconti M., Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 279-288, 2000.
- [117] Heiner A. D., Brown T. D., Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 773-81, 2001.
- [118] www.sawbones.com (5/2014)
- [119] Duarte R., Estudo Comparativo das Técnicas de Colmatação de Perda Óssea na A.T.J. Master's Thesis, Universidade de Aveiro 2010.

- [120] Murphy B. P., Prendergast P. J., Measurement of non-linear microcrack accumulation rates in polymethylmethacrylate bone cement under cyclic loading. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 10, pp. 779-81, 1999.